

UNIVERSIDAD CARLOS III DE MADRID



*Departamento de Bioingeniería e Ingeniería Aeroespacial*

**PROYECTO FIN DE CARRERA**  
***INGENIERÍA TÉCNICA INDUSTRIAL***

**DISEÑO MECÁNICO DE UNA**  
**GAMMA-CÁMARA DE MANO PARA**  
**APLICACIONES MÉDICAS**

*Autor: Gabriel Heredero del Brío.*

*Tutor: Dr. Juan José Vaquero López.*



DISEÑO MECÁNICO DE UNA GAMMA-CÁMARA DE MANO PARA APLICACIONES MÉDICAS

PROYECTO FÍN DE CARRERA



**Título:** *Diseño mecánico de una gamma-cámara de mano para aplicaciones médicas.*

**Realización:** *Laboratorio de Imagen Médica, Unidad de Medicina y Cirugía Experimental. Hospital General Universitario Gregorio Marañón.*

**Autor:** *Gabriel Heredero del Brío.*

**Director:** *Juan José Vaquero López.*

## EL TRIBUNAL

Presidente:

Vocal:

Secretario:

*Realizado el acto de defensa y lectura del Proyecto Fin de Carrera el día \_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 20\_\_ en Leganés, en la Escuela Politécnica Superior de la Universidad Carlos III de Madrid, acuerda otorgarle la CALIFICACIÓN de*

VOCAL

SECRETARIO

PRESIDENTE



DISEÑO MECÁNICO DE UNA GAMMA-CÁMARA DE MANO PARA APLICACIONES MÉDICAS

PROYECTO FÍN DE CARRERA



## **AGRADECIMIENTOS**

A mi tutor, Juanjo Vaquero, por darme la oportunidad de conocer el mundo de la investigación.

A mis compañeros del LIM, por haberme acogido tan bien y haberme ayudado en lo que han podido. Especialmente Aurora, Juanjo, Claudia, Martin, Eu,...sois muchos y me acuerdo de todos vosotros aunque no os nombre.

A Óscar Flores, por permitirme usar la impresora 3D y a Carlos Cobos, por su ayuda desinteresada y enseñarme a usar la impresora y todo lo que conlleva.

A mis compañeros de la universidad, por amenizar los días de clase hasta el punto de echar de menos los días que no había.

A mis amigos, no puedo poner sólo una razón por la que dar las gracias, aunque lo intentaré, por ser como sois, de lo contrario no seríais mis amigos. Sois muchos y no puedo nombraros a todos, pero nombraré a Mikel, por estar en este grupo de amigos y en el de compañeros de la universidad, ¿encontraremos curro en el mismo sitio?

Por último, y no menos importante, agradecer a mi familia todo el apoyo recibido, aun cuando deberían haber sido palos en muchas ocasiones.

Gracias a todos.



DISEÑO MECÁNICO DE UNA GAMMA-CÁMARA DE MANO PARA APLICACIONES MÉDICAS

PROYECTO FÍN DE CARRERA



## **RESUMEN:**

La gammagrafía es una modalidad no invasiva de diagnóstico por imagen, utilizada con fines clínicos principalmente en oncología, cardiología y neurología. Se basa en la detección de radiación gamma.

El presente PFC tiene como objetivo el diseño y dimensionamiento de la carcasa y el blindaje de una gamma-cámara de mano, cuyo destino será su uso en un entorno quirúrgico. Para ello se parte de un prototipo anterior desarrollado en el Laboratorio de Imagen Médica (LIM a partir de ahora), adaptándolo y modificándolo para cumplir las necesidades y requerimientos en este nuevo escenario.

Se han integrado también unos marcadores de un sistema de posicionamiento óptico para permitir conocer en todo momento, dónde está situada la gamma-cámara con respecto al paciente. De esta manera se pueda integrar la imagen funcional (obtenida con la gamma-cámara) con una anatómica del paciente. Esto permitirá saber si durante la extirpación de un tumor quedan restos cancerígenos en el organismo del paciente, así como conocer su ubicación con precisión.

### **Palabras clave:**

Gamma-cámara, carcasa, blindaje, sistema de posicionamiento, gammagrafía



DISEÑO MECÁNICO DE UNA GAMMA-CÁMARA DE MANO PARA APLICACIONES MÉDICAS

PROYECTO FÍN DE CARRERA





*El presente proyecto ha sido realizado en la Unidad de Medicina y Cirugía Experimental del Hospital General Universitario Gregorio Marañón de Madrid, bajo la dirección del Dr. Juan José Vaquero López, del Departamento de Bioingeniería e Ingeniería Aeroespacial de la Universidad Carlos III de Madrid*



DISEÑO MECÁNICO DE UNA GAMMA-CÁMARA DE MANO PARA APLICACIONES MÉDICAS

PROYECTO FÍN DE CARRERA



## ÍNDICE GENERAL

1	JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS	1
1.1	INTRODUCCIÓN AL PROYECTO “ARTEMIS”	1
1.2	JUSTIFICACIÓN DEL PROYECTO FIN DE CARRERA	2
1.3	OBJETIVOS DEL SISTEMA DE CARCASA Y BLINDAJE PROYECTADOS	2
1.4	ESTRUCTURA DE LA MEMORIA DEL PROYECTO	3
2	CONCEPTOS SOBRE UNA GAMMA-CÁMARA	5
2.1	RADIACIÓN GAMMA EN MEDICINA NUCLEAR	5
2.2	COMPONENTES DE UNA GAMMA-CÁMARA	8
2.3	FUNCIONAMIENTO DE UNA GAMMA-CÁMARA	11
3	ESPECIFICACIONES Y REQUERIMIENTOS	13
3.1	ESPECIFICACIONES FUNCIONALES Y DE USO	13
3.2	ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	13
3.2.1	MECÁNICAS	13
3.2.2	ELÉCTRICAS	14
4	DISEÑO DE LA CARCASA	15
4.1	DISEÑO DE LAS PIEZAS	15
4.1.1	CAJA	16
4.1.2	TAPA SUPERIOR	17
4.1.3	TAPA TRASERA SUPERIOR	17
4.1.4	TAPA TRASERA INFERIOR	18
4.1.5	PLETINAS DE UNIÓN	19
4.1.6	TAPA DE LUZ	19
4.1.7	CÁPSULA DEL CRISTAL	20
4.1.8	SOPORTE DEL CRISTAL	20
4.1.9	BLINDAJE DEL TUBO FOTOMULTIPLICADOR	21
4.1.10	SOPORTE DEL TUBO FOTOMULTIPLICADOR	22
4.1.11	TORNILLO DE UNIÓN SOPORTE DE LA ELECTRÓNICA-BLINDAJE	23
4.1.12	SOPORTE ELECTRÓNICA	23
4.1.13	SOPORTE DEL COLIMADOR	24
4.1.14	COLIMADOR	25
4.1.15	PASA-CABLES	26
4.2	VISTA EXPLOSIONADA DE LA CARCASA Y BLINDAJE	27
4.3	ELECCIÓN DE LOS MATERIALES	29
4.4	PINTURA	30
4.5	TORNILLERÍA ELEGIDA	30
5	DISEÑO DEL BLINDAJE	35
5.1	ESTUDIO DE VALIDEZ DEL BLINDAJE	38



6	SISTEMA DE POSICIONAMIENTO EN EL ESPACIO	43
6.1	<i>DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA DE POSICIONAMIENTO EN EL ESPACIO</i> .....	43
6.2	<i>ENCLAVE DE LOS ELEMENTOS USADOS EN EL SISTEMA DE POSICIONAMIENTO</i> .....	44
7	CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS	51
7.1	<i>CONCLUSIONES</i> .....	51
7.2	<i>LÍNEAS FUTURAS</i> .....	51
8	DIAGRAMA DE GANTT	53
9	PRESUPUESTO DEL PROYECTO FIN DE CARRERA	55
10	GLOSARIO	57
11	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	59
12	ANEXO. PLANOS	61



## INDICE DE TABLAS

Tabla 2.1. Tabla de isótopos utilizados en gammagrafía.....	7
Tabla 2.2. Tipos de colimadores.....	9
Tabla 4.1. Materiales y peso de las piezas.....	29
Tabla 4.2. Resumen de la tornillería.....	33
Tabla 5.1. Resumen del blindaje.....	42
Tabla 6.1. Posición de los marcadores.....	47
Tabla 6.2. Distancias entre marcadores.....	48
Tabla 6.3. Localización de los puntos de centrado.....	49



## INDICE DE FIGURAS

Fig 2.1. Gammagrafía cerebral.....	6
Fig 2.2. Imagen tomográfica cerebral .....	6
Fig 2.3. Esquema de detección de los rayos gamma.....	8
Fig 2.4. Funcionamiento PMT.....	10
Fig 2.5. Esquema de interacción de un fotón en un detector básico.....	11
Fig 2.6. Funcionamiento básico de una gamma cámara.....	11
Fig 3.1. Brazo de gravedad cero.....	14
Fig 4.1. Primer prototipo (exterior).....	15
Fig 4.2. Vista interior del fSPECT.....	15
Fig 4.3. Vista delantera de la caja.....	16
Fig 4.4. Vista trasera de la caja.....	16
Fig 4.5. Tapa superior.....	17
Fig 4.6. Tapa trasera superior.....	18
Fig 4.7. Tapa trasera inferior.....	18
Fig 4.8. Pletina de unión.....	19
Fig 4.9. Tapa de luz.....	19
Fig 4.10. Cápsula del cristal.....	20
Fig 4.11. Soporte del cristal.....	21
Fig 4.12. Vista superior blindaje tubo.....	21
Fig 4.13. Vista inferior blindaje tubo.....	22
Fig 4.14. Soporte del tubo fotomultiplicador.....	22
Fig 4.15. Tornillo de unión soporte electrónica-blindaje.....	23
Fig 4.16. Soporte de la electrónica.....	24
Fig 4.17. Soporte del colimador.....	24
Fig 4.18. Colimador.....	25



Fig 4.19. Pasa cables trasero.....	26
Fig 4.20. Conjunto explosionado.....	27
Fig 4.21. Tornillo DIN 7991.....	30
Fig 4.22. Tornillo DIN 913.....	31
Fig 4.23. Tornillo de nylon.....	32
Fig 4.24. Tornillo del sistema de posicionamiento.....	32
Fig 5.1. Penetración de las radiaciones.....	35
Fig 5.2. Efecto fotoeléctrico.....	36
Fig 5.3. Efecto Compton.....	36
Fig 5.4. Producción de pares.....	37
Fig 5.5. Localización de espesor mínimo de blindaje.....	38
Fig 5.6. Coeficientes de atenuación másico en plomo.....	40
Fig 5.7. Espesores de blindaje.....	41
Fig 6.1. Medidas del tornillo NDI.....	44
Fig 6.2. Tornillo NDI.....	45
Fig 6.3. Localización del origen de coordenadas 1.....	45
Fig 6.4. Localización del origen de coordenadas 2.....	46
Fig 6.5. Numeración de los marcadores.....	47
Fig 6.6. Localización de los puntos de centrado.....	48



## INDICE DE PLANOS

Plano nº 1. Caja (6 hojas)

Plano nº 2. Tapa superior (1 hoja)

Plano nº 3. Tapa trasera superior (1 hoja)

Plano nº 4. Tapa trasera inferior (1 hoja)

Plano nº 5. Pletina de unión (1 hoja)

Plano nº 6. Tapa de luz (1 hoja)

Plano nº 7. Cápsula cristal (1 hoja)

Plano nº 8. Soporte del cristal (1 hoja)

Plano nº 9. Blindaje de tubos (1 hoja)

Plano nº 10. Soporte de tubos 1 (1 hoja)

Plano nº 11. Soporte de tubos 2 (1 hoja)

Plano nº 12. Tornillo unión blindaje-soporte de electrónica (1 hoja)

Plano nº 13. Soporte electrónica (1 hoja)

Plano nº 14. Soporte de colimador (1 hoja)

Plano nº 15. Colimador (1 hoja)





## **1 JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS**

En este apartado se exponen los objetivos de este proyecto fin de carrera, que se encuadra dentro de un proyecto de mayor alcance que desarrolla actualmente el Laboratorio de Imagen Médica del Hospital General Universitario Gregorio Marañón, LIM a partir de ahora, en colaboración con la Universidad Carlos III de Madrid.

### ***1.1 Introducción al proyecto “ARTEMIS”***

En los últimos 25 años, y gracias a los avances en la obtención de imagen médica, se ha conseguido pasar de la radiología convencional a técnicas más avanzadas, como son RM (Resonancia magnética) y TAC (Tomografía axial computarizada) –imágenes de tipo estructural- o PET (Tomografía por emisión de positrones), fMRI (Resonancia magnética funcional) y SPECT (Tomografía computarizada por emisión de fotón único) –imágenes de tipo funcional-.

Estas técnicas se complementan unas con otras para obtener mayor información de los estudios realizados. Para combinar la información que muestran las diferentes imágenes, es necesario corregir las diferencias de tamaño, posicionamiento y orientación. A este proceso se le denomina registro.

Todo esto ha llevado al diseño de nuevos sistemas que permiten captar distintos tipos de imagen médica con un mismo equipo, para obtenerse así imágenes multimodales.

Existen en la actualidad entornos con condiciones especiales en los cuales la imagen multimodal supone un reto tecnológico importante, como pueden ser los entornos de los procesos terapéuticos o los diagnósticos guiados por imagen. En estos entornos existen limitaciones para realizar imágenes convencionales ya que el traslado del paciente a las unidades de imagen no es factible.

El proyecto ARTEMIS tiene como objetivo incorporar en estos entornos las distintas modalidades de imagen médica.

De esta manera se imponen restricciones de capacidad de cálculo en tiempo real, portabilidad y miniaturización, a la hora de desarrollar tecnologías de sistemas de adquisición e integrar la imagen multimodal.



El presente proyecto se encarga de desarrollar la carcasa, junto con el blindaje necesario, de una gamma-cámara de mano, de manera que pueda ser utilizada en quirófano sin necesidad de trasladar al paciente. Con este sistema se obtendrán imágenes en tiempo real y con una locación de la imagen precisa gracias al sistema de posicionamiento y guiado que integra.

**PROGRAMA ARTEMIS S2009/DPI-1802 DE ACTIVIDADES DE I+D EN TECNOLOGÍAS 2009, COMUNIDAD DE MADRID.**

### ***1.2 Justificación del Proyecto Fin de Carrera***

El diseño de carcasa y blindaje de los distintos componentes que integran la gamma-cámara influirán de manera importante en la funcionalidad de la misma, facilitando la utilización en condiciones adecuadas y con garantía de un funcionamiento correcto.

El objeto de este Proyecto consiste en el diseño y dimensionamiento de carcasa y sistema de blindaje para la gamma-cámara proyectada, que sirva para la construcción de un prototipo de la misma.

### ***1.3 Objetivos del sistema de carcasa y blindaje proyectados***

Teniendo en cuenta el objetivo general del Proyecto, se establecen como objetivos específicos que el diseño sea capaz de:

- Alojar en su interior todos los componentes de la cámara y la electrónica asociada.
- Alojar en su interior el sistema de blindaje de los mismos.
- Ser acoplable a un brazo de gravedad cero para un uso cómodo en quirófano.
- Disponer de una serie de marcadores convenientemente colocados en su exterior para su utilización en un sistema de posicionamiento en el espacio.



#### **1.4 Estructura de la Memoria del Proyecto**

La presente memoria se ha estructurado en 10 apartados y un Anexo en el que se incluyen los planos con el diseño del sistema de carcasa y blindaje proyectado.

En el capítulo 1 se justifica el Proyecto Fin de Carrera, enmarcado en un Proyecto más amplio, relacionando los principales objetivos y haciendo una breve descripción de la estructura del Proyecto.

Dentro del capítulo 2 se incluye una descripción detallada de la gamma-cámara, su utilización, componentes que la integran y el funcionamiento de la misma.

En el capítulo 3 se hace una relación de las especificaciones que debe cumplir cada elemento proyectado, tanto funcionales y de uso como técnicas.

En el capítulo 4 se describe cada elemento de la carcasa proyectado con una relación de las principales características.

Análogamente, el capítulo 5 incluye la descripción del sistema de blindaje proyectado.

El capítulo 6 contiene la descripción del sistema de posicionamiento de la gamma-cámara.

En el capítulo 7 se ha incluido un resumen con las conclusiones del presente Proyecto Fin de Carrera y líneas futuras de actuación.

El capítulo 8 contiene un Diagrama de Gantt con los recursos que se han utilizado en el Proyecto.

En el capítulo 9 se detallan los costes del Proyecto basados en los recursos utilizados y sus costes unitarios.

En el capítulo 10 se ha desarrollado un breve glosario.

Se han incluido las referencias bibliográficas utilizadas en el capítulo 11.

Por último, en el anexo se incluyen los planos con el diseño de cada pieza que integra el sistema de carcasa y blindaje proyectado, con objeto de que sirvan para la construcción del prototipo de gamma-cámara proyectada.



DISEÑO MECÁNICO DE UNA GAMMA-CÁMARA DE MANO PARA APLICACIONES MÉDICAS

PROYECTO FÍN DE CARRERA



## **2 CONCEPTOS SOBRE UNA GAMMA-CÁMARA**

### ***2.1 Radiación gamma en medicina nuclear***

La radiación gamma es con frecuencia el soporte de la información diagnóstica que caracteriza la Medicina nuclear.

La emisión gamma ( $\gamma$ ) es el tercer componente de la radiactividad natural, y que penetra en la materia más profundamente que la  $\alpha$  y la  $\beta$ . Se trata de una radiación electromagnética que comparte con la radiación X parte del espectro.

La emisión gamma no es más que una de las formas que tiene un núcleo excitado para ceder energía y tender al estado fundamental. Esta energía fotónica se encuentra, generalmente, entre 1 KeV y 1 MeV.

El espectro gamma es discontinuo, formado por una serie de energías características de cada radionúclido, que dependen de las condiciones en que las que ocurre la desintegración del núcleo en su paso a un nivel energético más estable [a].

La gamma-cámara, como su nombre indica, es capaz de detectar emisión gamma. Las imágenes que se obtienen pueden ser imágenes planares (imágenes 2D), si la gamma-cámara se sitúa en una sola posición angular, o imágenes tomográficas (en 3D) si la gamma-cámara realiza un barrido alrededor del paciente [b].

Mediante esta técnica se obtienen imágenes funcionales, previa administración al paciente de determinados compuestos biológicamente activos, conocidos como radiofármacos que se obtienen a partir de moléculas marcadas como isótopos emisores de radiación gamma ( $\gamma$ ).

La gamma-cámara de mano a la que da soporte este proyecto obtiene imágenes funcionales de tipo proyectivas, es decir, imágenes que representan la suma de todas las estructuras del objeto a estudiar proyectadas sobre un plano. [c]

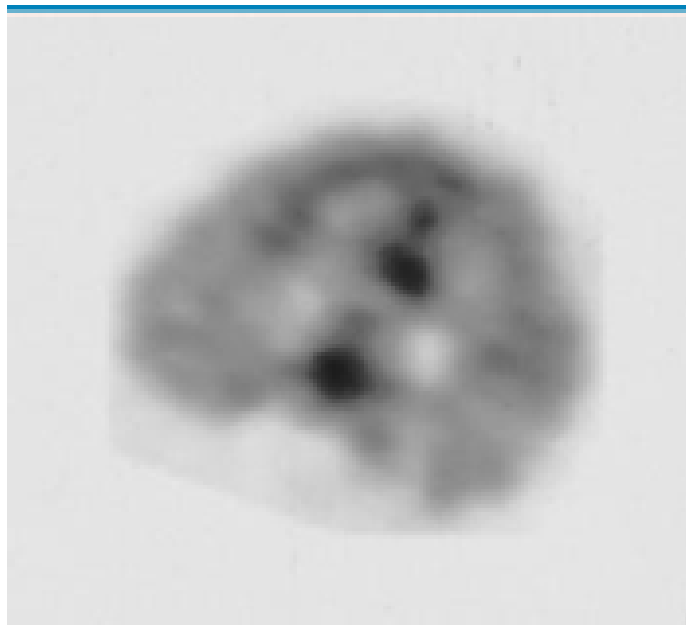


Fig. 2.1. Gammagrafía cerebral

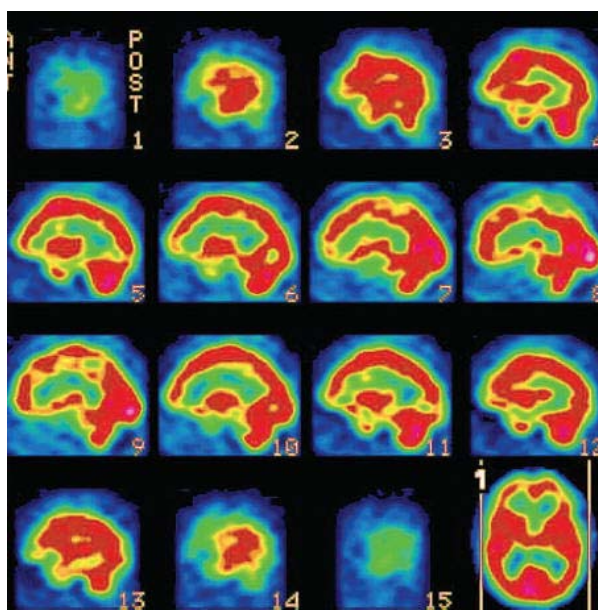


Fig. 2.2. Imagen tomográfica cerebral



### Isótopos radiactivos usados en gammagrafías

Para la realización de estas pruebas se emplea habitualmente alguno de los siguientes isótopos radiactivos:

RADIO-ISÓTOPO	EMISIÓN ENERGÍA (KeV)	VIDA MEDIA (HRS)	ESTUDIOS MÁS COMUNES	RADIO FÁRMACO
$^{67}\text{Ga}$	39	78	Diagnóstico de tejidos tumorales e infecciones.	$^{67}\text{Ga}$ -citrato
$^{201}\text{Tl}$	30-140	73	Estudios de corazón.	$^{201}\text{Tl}$ (en forma de cloruro de Talio)
$^{123}\text{I}$	159	13	Estudios de tiroides, cáncer, patologías neurodegenerativas.	$^{123}\text{I}$ yoduro sódico. Yodometil-19-norcolesterol.
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	140	6	Riñón, cerebro. Angiografías con radionúclidos. Pulmón. Huesos. Higado, función biliar. Función renal. Perfusión cerebral. Perfusión cardíaca. Estudio de lesión cardíaca.	$^{99\text{m}}\text{Tc}$ -pretecnato sódico. DTPA (Sn)-Tc. Seroalbúmina humana con Tc (albúmina humana). Polifosfatos, disfosfonatos o pirofosfatos de Tc. HIDA. MAG 3. HMPAO.
$^{111}\text{In}$	171-245	67	Estudio de células tumorales.	Octeotrido de $^{111}\text{In}$ .
$^{131}\text{I}$	364	194	Estudios de tiroides.	$^{131}\text{I}$

Tabla 2.1. Tabla de isótopos utilizados en gammagrafías [d]

De los anteriores es usado con mayor frecuencia el  $^{99m}\text{Tc}$  debido a su facilidad de producción y su versatilidad.

## 2.2 Componentes de una gamma-cámara

La gamma-cámara está formada por diversos componentes que paso a describir a continuación. Colimador, cristal de centelleo, tubo fotomultiplicador y la electrónica asociada.

Estos se encuentran colocados siguiendo el esquema mostrado a continuación.

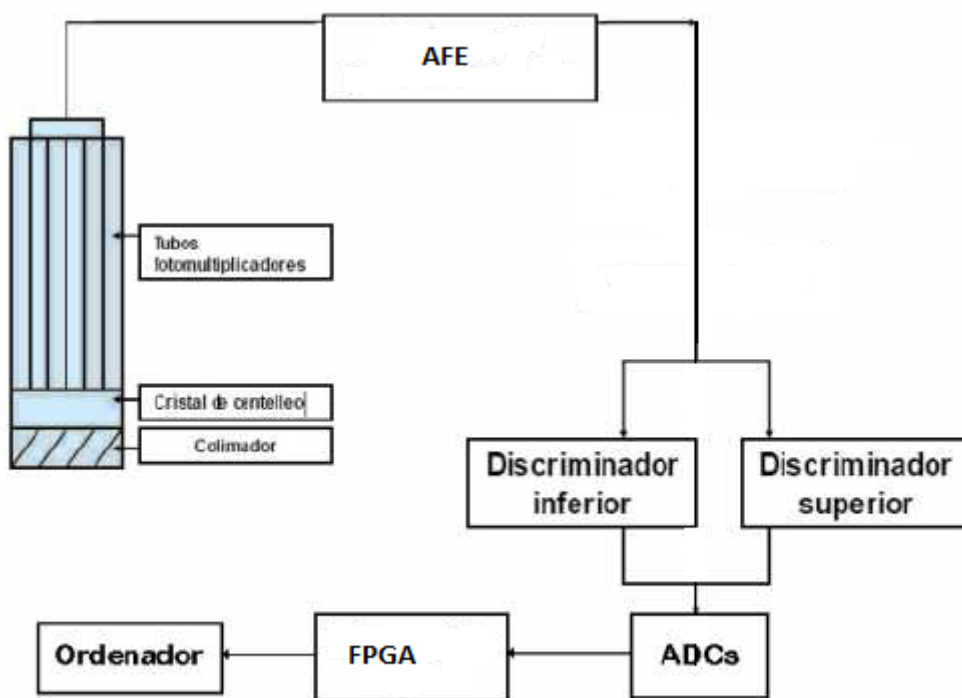


Fig 2.3. Esquema de detección de los rayos gamma

### Colimador

El colimador es el primer elemento de la gamma-cámara. Su función es hacer que al cristal de centelleo lleguen sólo los rayos que incidan según una dirección determinada. Los rayos y que no van en la dirección correcta son absorbidos por las paredes (septos)





del colimador. Se fabrica en materiales de alto número atómico (plomo o tungsteno), ya que estos elementos absorben mejor la radiación gamma.

A continuación se muestra una tabla con los tipos de colimadores más usados.

TIPO DE COLIMADOR	HAZ	ENERGÍA	CARACTERÍSTICAS
PARALELOS	Ortogonales	Baja	Alta sensibilidad
			Todo propósito
			Alta Resolución
			Ultra Alta resolución
		Mediana	Todo propósito
	Alta		
30°	Slant-Hole		
CONVERGENTES	Haz en abanico (fan-Beam)		Con septas
	Haz cónico (Cone-Beam)		
	Agujero estenoico (Pinhole)		Sin septas
DIVERGENTES			Todo propósito

Tabla 2.2. Tipos de colimadores [e]

### Cristal de centelleo

Compuesto normalmente por ioduro de sodio dopado con talio en NaI(Tl). Transforma la radiación gamma en fotones del espectro visible.

El material de centelleo debe cumplir las siguientes características:

- Convertir la energía de la radiación gamma incidentes en luz detectable con una alta eficiencia, de manera que el rendimiento lumínico sea proporcional a la energía que llega al cristal.
- El material debe ser transparente a la longitud de onda de la emisión de luz.
- El tiempo de decaimiento de la luminiscencia debe ser lo menor posible, de manera que se obtengan señales en el menor tiempo posible.

- El material debe poseer cualidades ópticas adecuadas y poder ser producido en las dimensiones correctas para ser usado en un bloque detector.
- El índice de refracción del material de centelleo debe ser similar al del cristal de los tubos fotomultiplicadores (en torno a 1.5) [f].

### Tubo fotomultiplicador (PMT)

Elemento generador de señales eléctricas en respuesta a la luz incidente. Esta respuesta es amplificada posteriormente mediante la emisión de electrones secundarios hasta niveles utilizables.

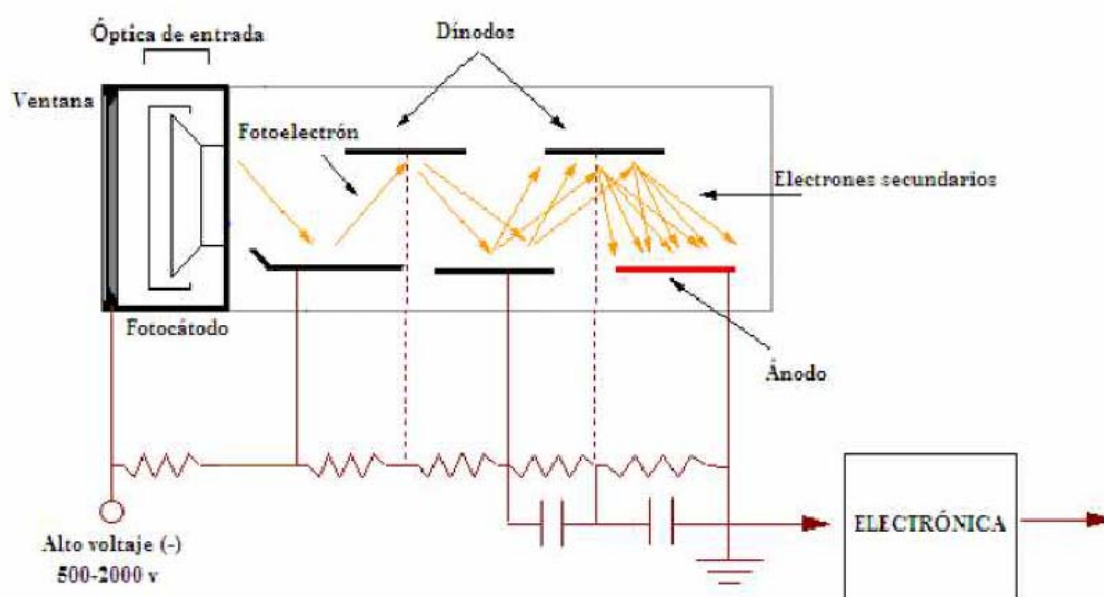


Fig 2.4. Funcionamiento PMT.

Está formado por: el fotocátodo, que convierten el flujo de luz incidente en un flujo de electrones; un sistema de aceleración y enfoque del flujo de electrones; un multiplicador de electrones, que son una serie de electrodos de emisión secundaria, denominados dínodos; y un ánodo, que capta el flujo de electrones del multiplicador y proporciona la señal de salida.

Usualmente generan 1.000.000 electrones por cada fotoelectrón que producido por el fotocátodo.

### 2.3 Funcionamiento de una gamma-cámara

El conjunto de los elementos descritos en el apartado anterior da como resultado la gamma-cámara o cámara de Anger, cuyo funcionamiento se describe esquemáticamente en las figuras 2.3 y 2.4.

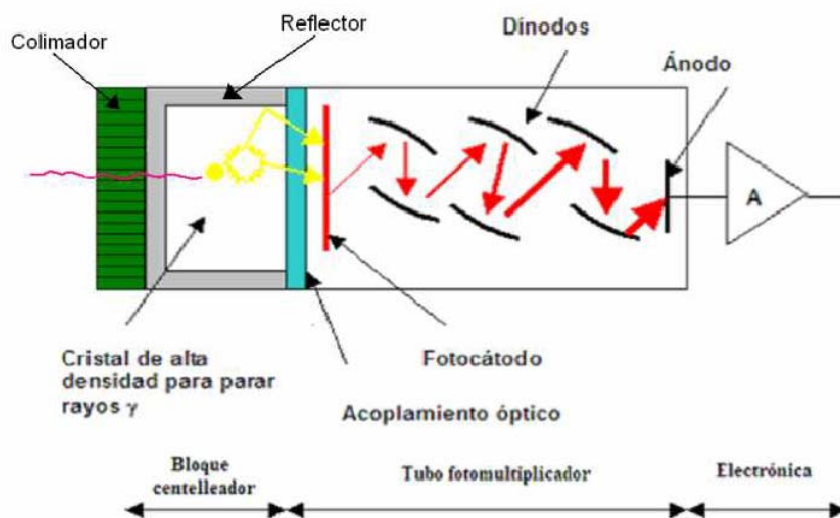


Fig 2.5. Esquema de interacción de un fotón en un detector básico

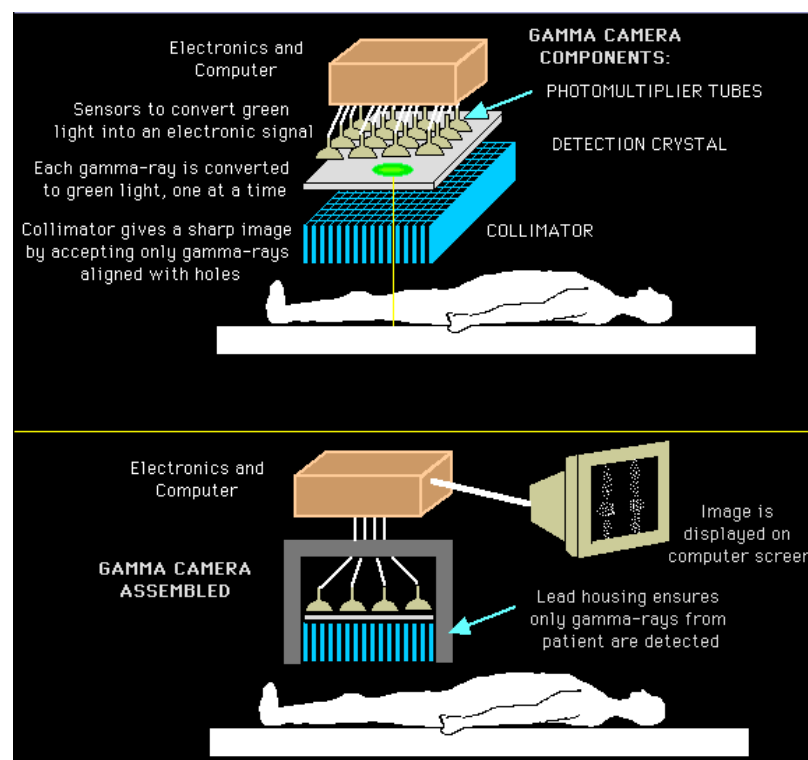


Fig 2.6. Funcionamiento básico de una gamma cámara



DISEÑO MECÁNICO DE UNA GAMMA-CÁMARA DE MANO PARA APLICACIONES MÉDICAS

PROYECTO FÍN DE CARRERA



### **3 ESPECIFICACIONES Y REQUERIMIENTOS**

#### **3.1 *Especificaciones funcionales y de uso***

El siguiente proyecto se desarrolla para dotar al hospital de una gamma-cámara de mano para uso en quirófano. Debido a la ubicación del aparato, debe cumplir una serie de requisitos de diseño así como de materiales.

El colimador que se instala en la parte frontal de la gamma-cámara tiene que ir montado en la carcasa de manera que pueda ser intercambiado por otro fácilmente en caso de ser necesario. Es decir, dependiendo del tipo de estudio que se vaya a realizar, la gamma-cámara deberá ser equipada con colimadores diferentes de manera sencilla.

A la hora de realizar las pruebas, será necesario conocer la posición exacta de la gamma-cámara en el quirófano, así como su posición con respecto al paciente. Para el funcionamiento del sistema de posicionamiento, la carcasa de la gamma-cámara debe llevar a su alrededor varias esferas marcadoras. Su funcionamiento se explica en el capítulo 6.

Para evitar interferencias con el sistema de posicionamiento, la carcasa debe ir pintada en colores no reflectantes, como el negro mate. Además, para facilitar el manejo de la gamma-cámara ésta se pinta con pintura antideslizante.

#### **3.2 *Especificaciones técnicas***

A continuación se describe tanto las especificaciones mecánicas como eléctricas del diseño propuesto.

##### **3.2.1 *Mecánicas***

La gamma-cámara se monta en un brazo de gravedad cero, por lo que tiene que cumplir unos requisitos de dimensión y peso para que quepa en el brazo y que pueda con ella.

Para que la gamma-cámara se pueda anclar al brazo, tiene que tener una forma cilíndrica con un diámetro máximo de 105 mm. No tiene limitación en longitud del cilindro. Ésta viene impuesta por la estética y por la comodidad de uso, ya que el aparato debe ser lo



más manejable posible para facilitar su uso al cirujano o técnico que la esté usando. En cuanto al peso, el brazo está preparado para funcionar con pesos de entre 2 kg y 8 kg.

También tiene que cumplir unos requerimientos el blindaje del cristal, el colimador y el blindaje del tubo fotomultiplicador, para evitar interferencias y conseguir que los rayos gamma lleguen al detector de forma adecuada. Para ello, se han diseñado tres piezas, situadas dentro de la carcasa, cuyo objetivo es proteger estos dos elementos de la gamma cámara (cristal de centelleo y tubo fotomultiplicador), ya que son los dos elementos sensibles a la radiación. Estos elementos se fabrican en plomo o tungsteno, ya que para proteger de la radiación gamma se necesitan materiales con una densidad alta.

Otro requisito para el correcto funcionamiento de la gamma-cámara es la estanqueidad de la carcasa frente a la luz. Para cumplir esto se usan materiales opacos y se instalan trampas de luz en determinadas posiciones, ya que también tiene que tener unas ranuras para que pueda evacuar el calor que produce la electrónica de la gamma-cámara.

El brazo de gravedad cero en el que se instalará la cámara lo comercializa la marca “zeroG systems” y se usará en este proyecto el modelo “zeroG4® Double Link” con un adaptador “Saturn S2”, donde se acopla la gamma-cámara.



Fig 3.1. Brazo de gravedad cero

### 3.2.2 Eléctricas

Por tratarse de un sistema de aplicación médica, el prototipo deberá someterse a un proceso de homologación y marcado en lo que se refiere a las especificaciones eléctricas. En lo que respecta a este proyecto, basta con dotar a la carcasa con el pasamuros de cables definidos en los pliegos del diseño eléctrico (que a fecha de realización de este proyecto no están totalmente definidos), y las correspondientes conexiones a tierra.

## 4 DISEÑO DE LA CARCASA

### 4.1 *Diseño de las piezas*

La carcasa de la gamma-cámara está formada por un total de 22 piezas. Todas ellas son de nuevo diseño, aunque algunas de ellas se basan en prototipos previos desarrollados en el LIM del HGUGM (Fig 4.1 y 4.2).

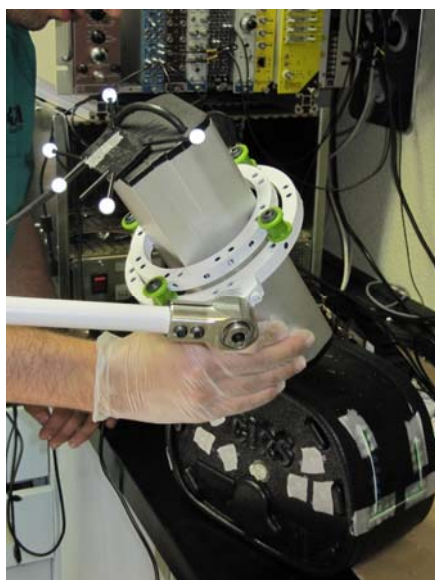


Fig 4.1. Primera prueba de concepto (exterior)



Fig 4.2. Vista interior del fSPECT

El diseño de las piezas ha sido realizado con el programa CAD Autodesk Inventor. Esto ha permitido realizar el diseño en 3D pieza a pieza, pudiendo realizar ensambles con el propio programa para ver resultados finales y comprobar posibles errores. Gracias a estas técnicas de diseño se comenzó a grandes rasgos, elaborando primero sólo unas 4 o 5 piezas sin gran nivel de detalle, para luego ir dividiendo algunas de ellas o incorporar nuevas. Tras concluir con todas las variaciones y cambios realizados en las piezas y comprobar que no se crean interferencias entre unas y otras en el montaje realizado en el ordenador, se realizan los planos que van a ser utilizados para su posterior fabricación.

A continuación se pasa a describir cada una de las piezas, así como sus características relevantes y funcionalidades dentro del conjunto de la carcasa.



#### 4.1.1 Caja

La caja es la primera pieza diseñada. Se plantea como un cilindro de las dimensiones máximas de que disponemos. Para facilitar el acceso a la electrónica y el montaje y desmontaje de los componentes se le dota de una apertura lateral. También se incluirán dos tapas traseras.

A medida que avanza el proyecto, se van incluyendo en la caja nuevos agujeros roscados para el sistema de posicionamiento, o diferentes muescas para encajar o poder atornillar otras piezas de la carcasa. Además, se le practican 3 ranuras de ventilación.

Para finalizar la carcasa se realiza un resalto en forma de anillo para marcar en centro de gravedad de la carcasa montada e indicar dónde debe instalarse la gamma-cámara en el brazo de gravedad cero. Se hace también un pequeño relieve triangular para indicar al cirujano, sin necesidad de desviar la vista del paciente, dónde estará la parte superior de la imagen que toma la gamma-cámara.

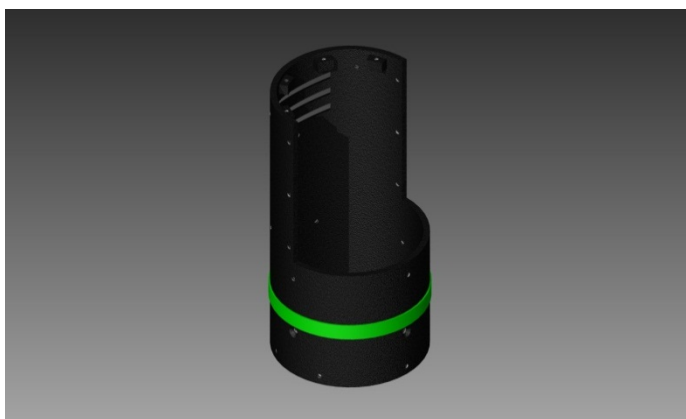


Fig 4.3. Vista delantera de la caja

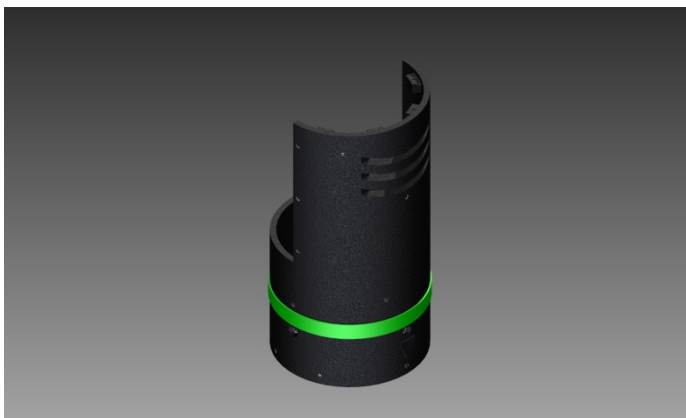


Fig 4.4. Vista trasera de la caja





#### 4.1.2 Tapa superior

Es la siguiente pieza diseñada. Tiene sección semicircular. Encaja en la caja y va unido a ésta con tornillos, de manera que se garantiza un acceso al interior de la carcasa de manera sencilla y rápida, sin necesitar herramientas especiales.

Como en la pieza anteriormente descrita, a medida que avanza el proyecto se van realizando ligeros cambios y agujeros.

Incluye también 3 ranuras para una correcta ventilación del interior de la cámara.



Fig 4.5. Tapa superior

#### 4.1.3 Tapa trasera superior

La tapa trasera está formada por dos semicírculos de diferentes diámetros superpuestos. El semicírculo mayor tiene el diámetro exterior de la caja y el menor tiene el diámetro interior machihembrado para bloquear la luz. La tapa trasera superior lleva realizados 4 agujeros roscados para su anclaje a la caja.

Se realiza una hendidura en el semicírculo menor para que encaje con la tapa trasera inferior.

En el centro de la pieza se practica una muesca semicircular para instalar un pasa-cables que guíe el cable de alimentación y la salida de datos.

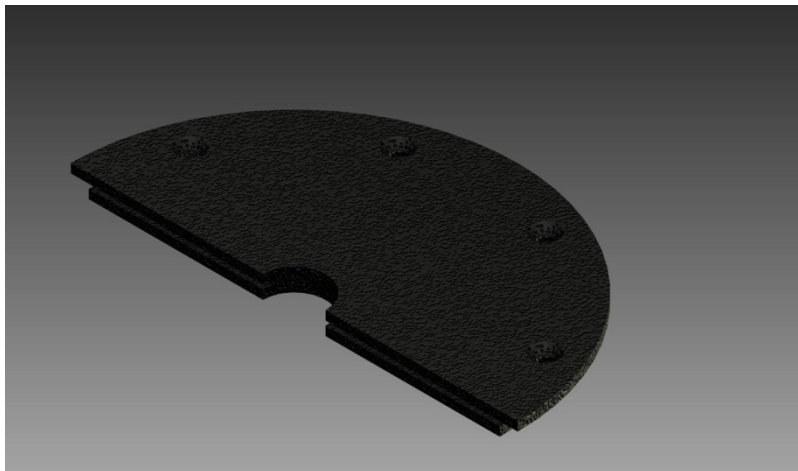


Fig 4.6. Tapa trasera superior

#### 4.1.4 Tapa trasera inferior

Es igual que la superior, pero en vez de realizarse una hendidura, se ha diseñado con un saliente, como puede verse en la figura 4.5, que encaja en la hendidura realizada en la pieza anteriormente descrita.

En el centro de la pieza se practica una muesca semicircular para instalar un pasa cables que guíe el cable de alimentación y la salida de datos.

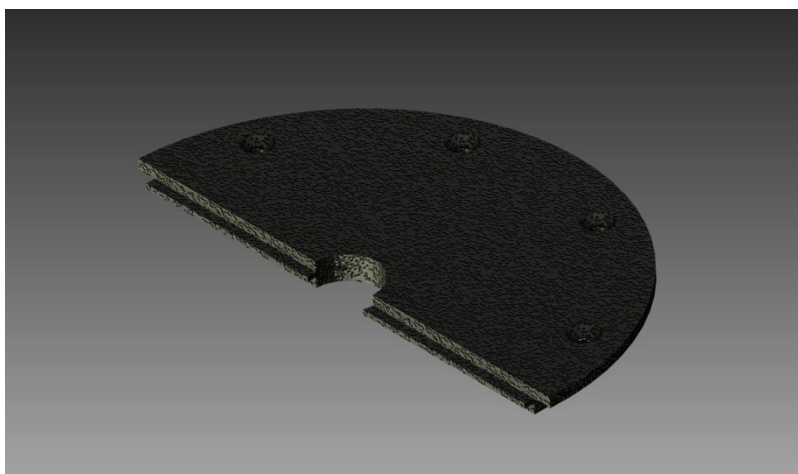


Fig 4.7. Tapa trasera inferior



#### 4.1.5 Pletinas de unión

Son dos pletinas iguales curvadas con 6 agujeros roscados cada una. Tres de ellos van atornillados a la caja y 3 a la tapa superior.

Sirve como elemento de unión entre la caja y la tapa superior.

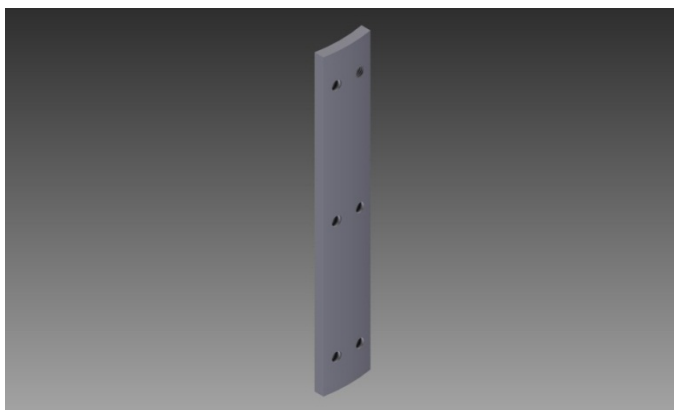


Fig 4.8. Pletina de unión

#### 4.1.6 Tapa de luz

Son dos piezas iguales, chapas curvadas con 3 salientes de sección circular con sendos agujeros roscados no pasantes en su interior. La función de estos salientes es la de unión. Estas piezas van unidas a la caja y a la tapa superior.

Su misión es evitar la entrada directa de luz por las aperturas de ventilación, ya que puede provocar errores en el funcionamiento del equipo.

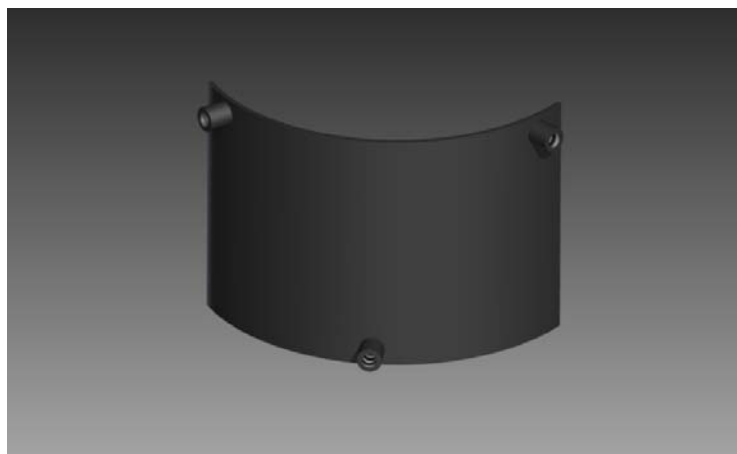


Fig 4.9. Tapa de luz



#### 4.1.7 Cápsula del cristal

Es la siguiente pieza del diseño. Se trata de una pieza donde va encastrado el cristal de centelleo. En el interior, y en ambas caras, se ha realizado un rebaje para poner unas láminas de 1mm de espesor, las cuales se describen a continuación. En la cara de la cápsula que pega al tubo fotomultiplicador se coloca de un cristal y en la cara que va hacia el colimador se coloca una lámina opaca de metal. También lleva realizado en sus caras exteriores (parte superior de la figura 4.8) un chaflán para que apoye en el blindaje del cristal de centelleo.

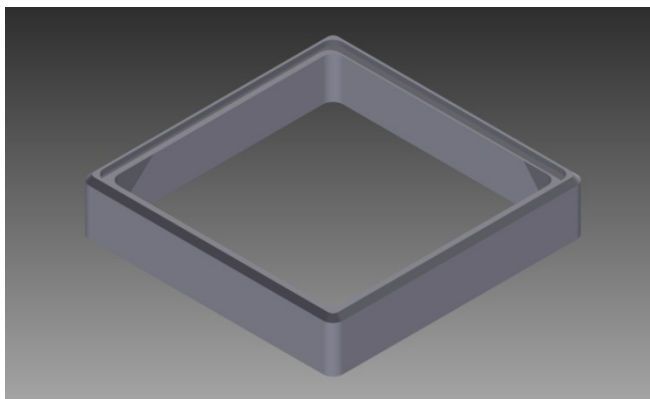


Fig 4.10. Cápsula del cristal

#### 4.1.8 Soporte del cristal

Se trata de una pieza cilíndrica, con un hueco interior en el se encaja la cápsula del cristal. Al final de este hueco se incluye un pequeño saliente achaflanado de manera que apoye la cápsula del cristal. La parte superior de la cara lateral lleva un rebaje, para que al acoplar encima de esta pieza el blindaje de los tubos, no queda ninguna parte sin blindar. En la parte superior se han realizado 4 agujeros roscados cuya misión es unir esta pieza con el soporte de los tubos. La cara lateral lleva 2 muescas para que encaje correctamente y se eviten movimientos una vez introducido el soporte en la caja.

La función de esta pieza es doble. Por un lado tiene función estructural, actuando como anclaje para la cápsula del cristal y uniéndola a su vez a la caja, al soporte del tubo y al blindaje del tubo. Por otra parte tiene misión de blindaje para el cristal de centelleo, evitando que penetren fotones por los laterales del cristal.

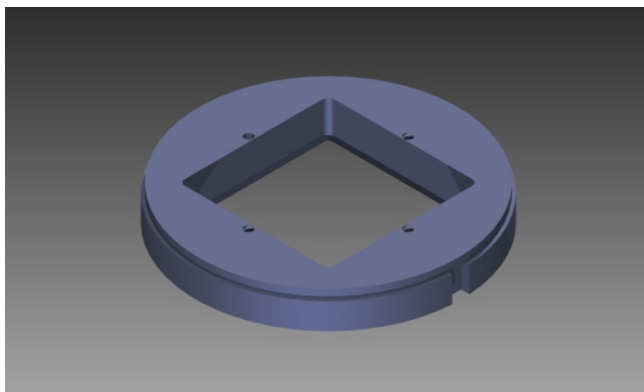


Fig 4.11. Soporte del cristal

#### 4.1.9 Blindaje del tubo fotomultiplicador

Es una pieza con una concepción similar a la anterior. Se trata de un cilindro hueco en cuyo interior se aloja el tubo fotomultiplicador. En la cara inferior del cilindro tiene un saliente que encaja en el rebaje que lleva el soporte del cristal.

En la cara lateral se han practicado 4 agujeros roscados para unir esta pieza a la caja y que fije, a su vez, el soporte del cristal y las piezas contenidas en su interior. En la cara superior lleva 4 agujeros roscados en los cuales se montan los tornillos de unión blindaje-soporte de la electrónica.

Tiene doble función, estructural y de blindaje para el tubo fotomultiplicador.

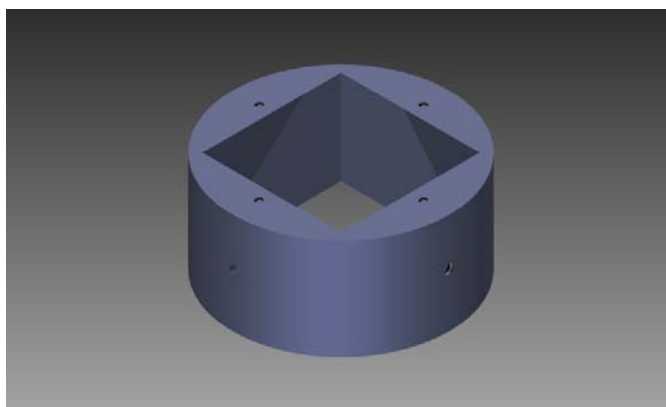


Fig 4.12. Vista superior blindaje tubo

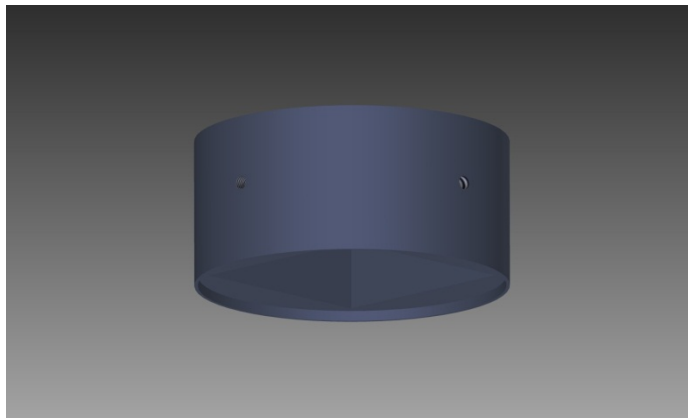


Fig 4.13. Vista inferior blindaje tubo

#### 4.1.10 Soporte del tubo fotomultiplicador

Son dos piezas similares, soporte tubo 1 y soporte tubos 2. Las diferencias entre sí son la colocación de los agujeros roscados que sirven para unirlos. Además contiene otros agujeros para poder fijar el tubo fotomultiplicador a este soporte mediante tornillos de nylon. Esta pieza va unida a su vez al soporte de cristal mediante unos tornillos encargados de unir el cristal y el tubo ejerciendo la presión adecuada.

Su función es separar el tubo fotomultiplicador de su blindaje.

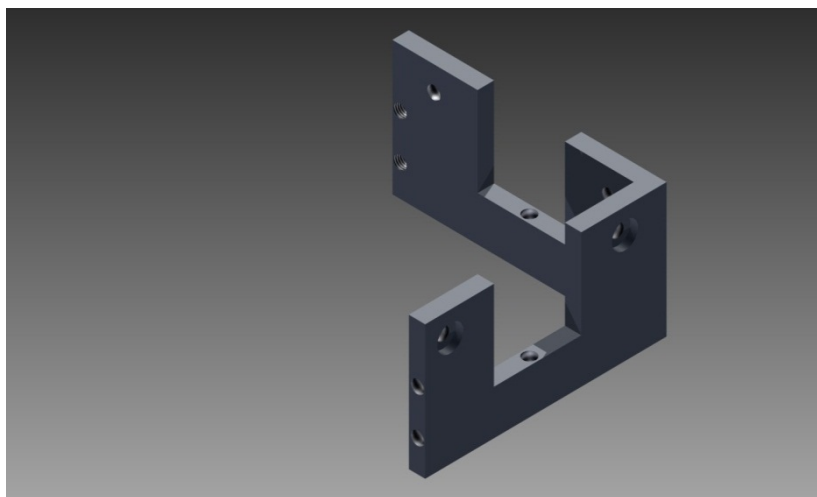


Fig 4.14. Soporte del tubo fotomultiplicador



#### 4.1.11 Tornillo de unión soporte de la electrónica-blindaje

Vástago roscado de plástico con un saliente preparado para que apoye en él el soporte de la electrónica. En el diseño de la carcasa propuesta son necesarios 4 soportes como el descrito.

Sirve de unión y de separador entre en blindaje del tubo y el soporte de la electrónica.



Fig 4.15. Tornillo de unión soporte electrónica-blindaje

#### 4.1.12 Soporte electrónica

Se trata de dos piezas iguales similares al soporte del tubo fotomultiplicador. Son escuadras con agujeros pasantes en cada uno de sus dos lados (ver Fig 4.14).

Su función es la de fijar la electrónica al conjunto que forman el cristal de centelleo y el tubo fotomultiplicador.

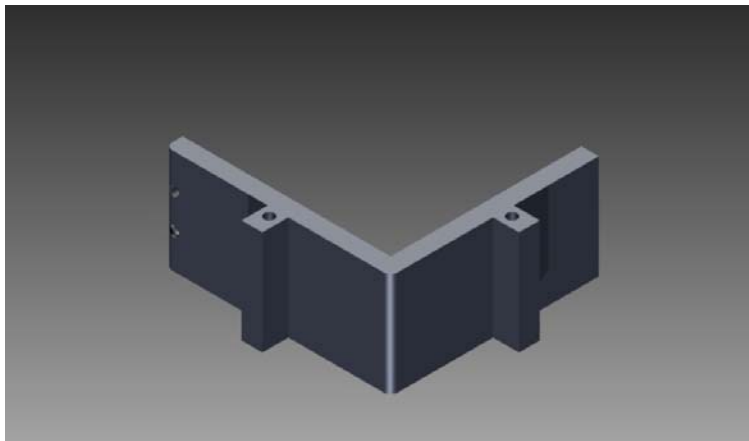


Fig 4.16. Soporte de la electrónica

#### 4.1.13 Soporte del colimador

Tras realizar el resto de componentes de la carcasa de la gamma-cámara, se diseña el soporte del colimador. Como se especificó en el capítulo anterior, tiene que ser fácilmente intercambiable y poder alojar en su interior un colimador con una superficie de colimado útil igual a la del cristal. Para ello se parte de una pieza semicircular con un chaflán en su interior y se le añaden 3 apósitos con agujeros roscados, como se puede observar en la figura 4.15. La pieza se atornilla a la caja a través de estos agujeros y aprisiona el colimador con la parte interior del chaflán.

Son necesarias dos piezas iguales.



Fig 4.17. Soporte del colimador





#### 4.1.14 Colimador

Esta pieza no se ha diseñado por completo, sólo es un adaptador que sirve de base para diferentes colimadores. Está formada por dos partes:

- una de forma circular con un chaflán realizado en el exterior, de manera que encaje con el soporte del colimador.
- un prisma de sección cuadrada hueco en su interior, donde poder adaptar el colimador requerido dependiendo del tipo de estudio que se vaya a realizar.

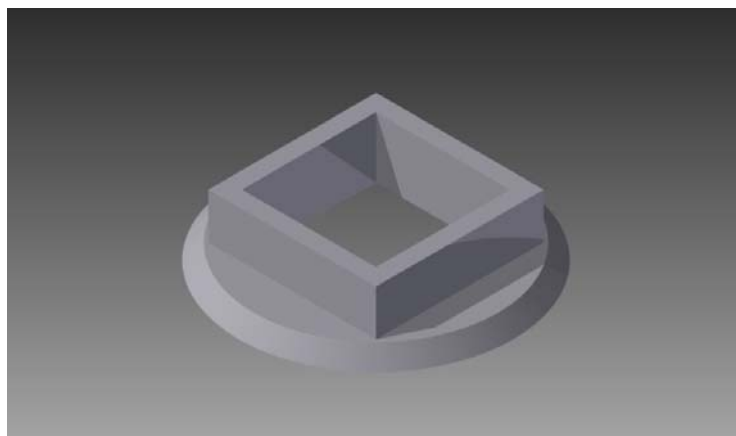


Fig 4.18. Colimador

#### 4.1.15 Pasa-cables

En el orificio que queda al juntar las dos tapas traseras se pondrá un pasa-cables de goma, de manera que el cable pase ajustado a la junta de goma. En la Figura 4.17 se muestra el tipo de pasa cables que se va a utilizar.

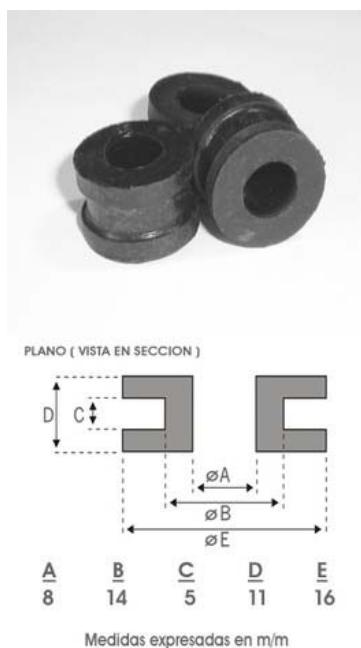


Fig 4.19. Pasa-cables trasero

## 4.2 Vista explosionada de la carcasa y blindaje

La siguiente figura refleja la colocación de todas las piezas que forman la carcasa y el blindaje diseñados. La identificación de las distintas piezas figura en la relación que sigue.

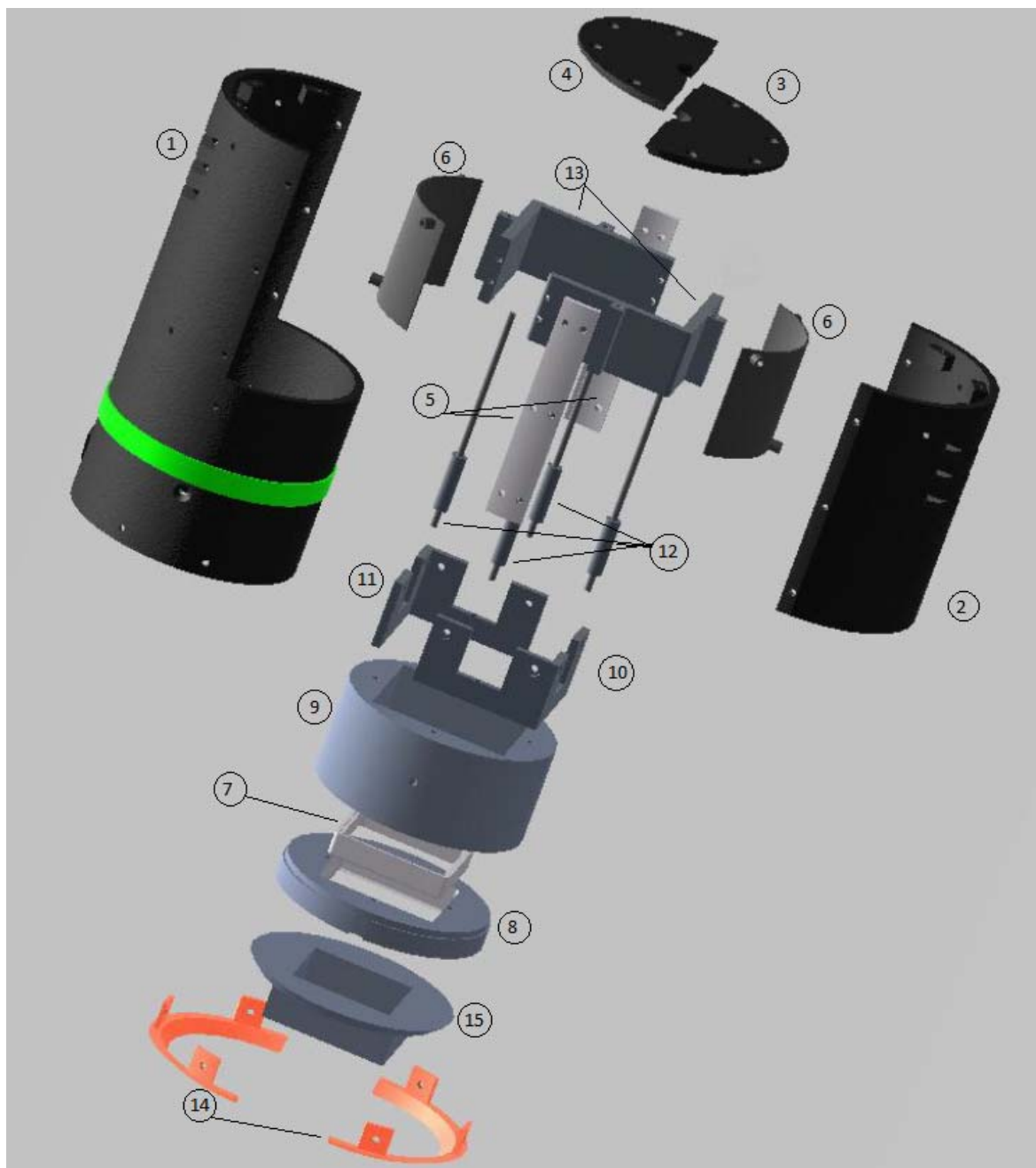


Fig. 4.20. Conjunto explosionado



1. Caja
2. Tapa superior
3. Tapa trasera superior
4. Tapa trasera inferior
5. Pletina de unión
6. Tapa de luz
7. Cápsula cristal
8. Soporte del cristal
9. Blindaje del tubo
10. Soporte del tubo 1
11. Soporte del tubo 2
12. Tornillo unión blindaje-soporte de electrónica
13. Soporte electrónica
14. Soporte de colimador
15. Colimador



### 4.3 Elección de los materiales

Los materiales elegidos para la construcción de cada pieza dependen de la función que ha de desarrollar esta.

El cristal de centelleo, el tubo fotomultiplicador y el colimador tienen que ir protegidos frente a entradas de radiación no deseadas. Por ello se confeccionarán en plomo o tungsteno las piezas que los rodeen. Para rebajar peso, y ganar en manejabilidad de esta manera, se fabricarán en un tipo de plástico duro las piezas interiores que no soportan grandes esfuerzos. Las piezas exteriores se fabricarán en aluminio.

En la tabla 4.1 se puede ver un listado con las piezas, el material en el que están fabricadas y sus pesos.

Pieza	Material	Peso (Kg)	Cantidad	Peso conjunto (kg)
Caja	Aluminio	0,45	1	
Tapa superior	Aluminio	0,168	1	
Tapa trasera superior	Aluminio	0,047	1	
Tapa trasera inferior	Aluminio	0,048	1	
Pletina de unión	Aluminio	0,013	2	
Tapa de luz	DELRIN	0,006	2	
Cápsula del cristal	Aluminio	0,015	1	
Soporte del cristal	Tungsteno	0,892	1	
Blindaje de los tubos	Plomo	1,442	1	
Soporte de los tubos	DELRIN	0,013	2	
Tornillo unión soporte electrónica-blindaje	DELRIN	0,002	4	
Soporte de la electrónica	DELRIN	0,029	2	
Soporte del colimador	Aluminio	0,007	2	
Colimador	Tungsteno	0,675	1	
<b>Conjunto montado</b>				<b>3,881</b>

Tabla 4.1. Materiales y peso de las piezas

El peso total de la carcasa montada, a excepción de la tornillería necesaria para unir todas las piezas es de 3,881 Kg. A este dato hay que añadirle el peso del cristal de centelleo, los tubos fotomultiplicadores y la electrónica.



#### 4.4 *Pintura*

La superficie de la carcasa va pintada en color negro mate, para evitar reflejos indeseados que pueden interferir con el sistema de posicionamiento. La pintura es apta para poder esterilizarse.

Para facilitar el agarre y evitar deslizamientos indeseados, se pinta la gamma-cámara con un acabado superficial antideslizante o rugoso.

Se usa pintura “blitz black” de John Deere. Esta pintura negro mate monocapa destaca por su bajo precio y su extremada resistencia calórica, siendo apta para poder ser esterilizado el material después de su pintado. Se encuentra en Spray o en botes para diluir.

#### 4.5 *Tornillería elegida*

Los tornillos escogidos para la gamma-cámara son de 4 tipos:

- Tornillos DIN 7991
- Tornillos DIN 913
- Tornillos de nylon
- Tornillos especiales NDI

##### **Tornillos DIN 7991**



Fig 4.21. Tornillo DIN 7991



Estos tornillos se usan para la unión de la caja con el blindaje del tubo fotomultiplicador y para la unión de las tapas traseras con la caja. Son tornillos de cabeza avellanada para destornillador tipo Allen.

La unión de la caja con el blindaje se realiza con 4 tornillos de tamaño 4x10 con rosca métrica.

La unión de las tapas traseras con la caja se hace mediante 8 tornillos 3x10 con rosca métrica también.

### **Tornillos DIN 913**

Estos tornillos son tipo “espárragos”, es decir, son tornillos sin cabeza, de manera que no tenga por qué sobresalir ninguna parte del tornillos de las piezas a ensamblar.



Fig 4.22. Tornillo DIN 913

Se usan para las uniones entre el soporte del tubo y el blindaje del cristal, para juntar las dos piezas que forman el soporte del tubo entre sí, para unir las dos piezas que forman el soporte de la electrónica, para la unión de la caja y la tapa lateral a través de las pletinas de unión y para atornillar los soportes del colimador a la caja.

En el caso de soporte tubo-blindaje del cristal se usan 4 tornillos 3x16.

Para unir las piezas soporte tubos entre sí 4 tornillos 3x10.

En la unión de las piezas soporte de la electrónica se utilizan 4 tornillos 3x14.

La caja y la tapa lateral van unidas mediante unas pletinas y se usan 12 tornillos 3x6.

Para unir las dos piezas del soporte del colimador a la caja son necesarios 6 tornillos 3x6.



Todos los tornillos de esta norma tienen rosca métrica.

### **Tornillos de nylon**

Estos tornillos sólo se usan para fijar el tubo fotomultiplicador al soporte del tubo.



Fig 4.23. Tornillo de nylon

Se necesitan 8 y en medidas 3x8 con rosca métrica.

### **Tornillos especiales NDI**

Estos tornillos se utilizan para situar las esferas marcadoras del sistema de posicionamiento. Los tornillos son suministrados por la empresa “NDI” y están descritos más detalladamente en el capítulo 6.

Son necesarios 6 tornillos de este tipo.



Fig 4.24. Tornillo del sistema de posicionamiento





### **Cuadro resumen de tornillería**

Tornillos	Medida	Rosca	Cantidad
DIN 7991	4 x 10	M4	4
DIN 7991	3 x 10	M3	8
DIN 913	3 x 16	M3	4
DIN 913	3 x 10	M3	4
DIN 913	3 x 14	M3	4
DIN 913	3 x 6	M3	18
Tornillos nylon	3 x 8	M3	8
Tornillos NDI		4-40 UNC 2A	6

Tabla 4.2. Resumen de la tornillería



DISEÑO MECÁNICO DE UNA GAMMA-CÁMARA DE MANO PARA APLICACIONES MÉDICAS

PROYECTO FÍN DE CARRERA

## 5 DISEÑO DEL BLINDAJE

En este capítulo se justifica el correcto blindaje frente a la entrada de radiación no deseada hacia el sensor y los tubos fotomultiplicadores, los elementos de la gamma-cámara sensibles a la radiación.

Además del blindaje, la distancia de la fuente al detector también influye en la atenuación de la radioactividad. La exposición es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia. Esto no lo tendremos en cuenta para el cálculo del blindaje porque la distancia entre la fuente y el detector es muy pequeña y casi no se produce atenuación. Además es variable en este caso, ya que maneja la gamma-cámara una persona y no sigue un movimiento programado.

Las radiaciones **alfa** recorren una distancia muy pequeña y son detenidas por una hoja de papel o la piel del cuerpo humano.

Las radiaciones **beta** recorren en el aire una distancia de un metro aproximadamente, y son detenidas por unos pocos centímetros de madera o una hoja delgada de metal.

Las radiaciones **gamma** recorren cientos de metros en el aire y son detenidas por una pared gruesa de plomo o cemento [g].

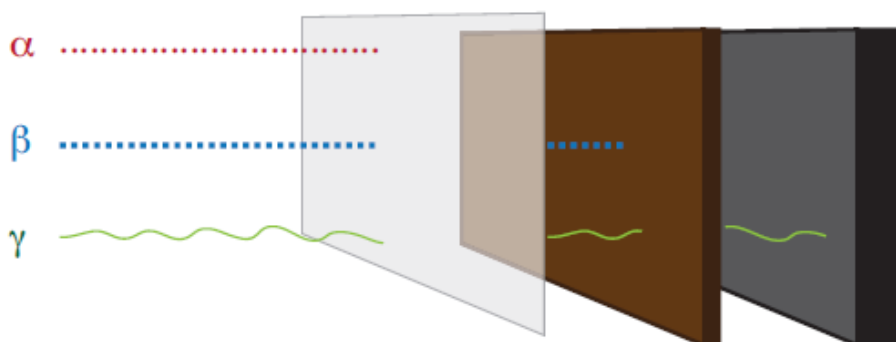


Fig 5.1. Penetración de las radiaciones

La atenuación de los rayos GAMMA por un material absorbente es el resultado de una combinación de tres procesos, cada uno predominante en un determinado intervalo de energías del fotón incidente. Estos son:

- **Efecto fotoeléctrico** ocurre cuando los fotones de baja energía interaccionan con materiales de alto peso atómico. En la interacción el fotón desaparece, y el átomo que se excita, emite uno de sus electrones orbitales.

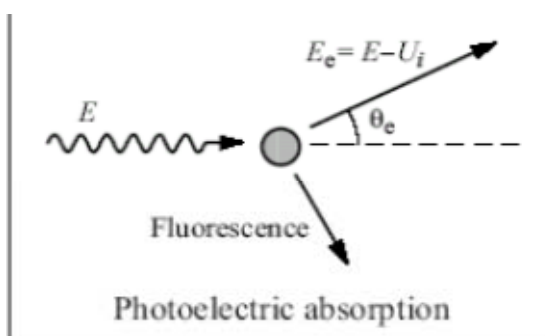


Fig 5.2. Efecto fotoeléctrico

- **Efecto Compton** ocurre cuando un fotón de moderada energía interacciona con cualquier átomo, desprendiendo un electrón y con dispersión (no desaparición) del fotón.

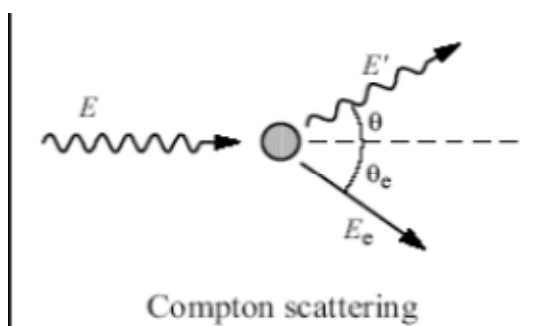


Fig 5.3. Efecto Compton

- **Producción de pares** ocurre cuando fotones de altas energías, superiores a 1 MeV interactúan con materiales de alto peso atómico. La energía del fotón se convierte en un par electrón-positrón.

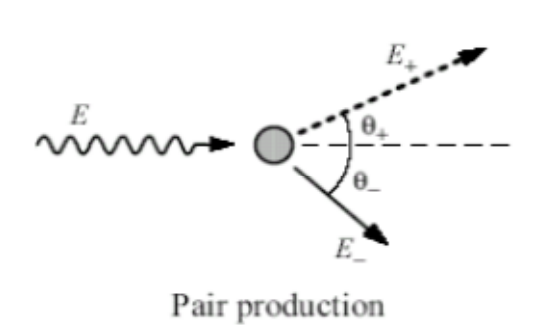


Fig 5.4. Producción de pares

Para radiación gamma la eficiencia relativa de los distintos materiales varía con la energía de los fotones. A bajas energías, donde prima el efecto fotoeléctrico, es notable la eficiencia de materiales de alto número atómico, tales como el plomo y el tungsteno. Una situación similar se presenta a altas energías (fotones de más de 10 MeV) donde es preponderante el efecto de formación de pares. Para energías intermedias, donde predomina el efecto Compton, la eficiencia es aproximadamente proporcional a la densidad de los materiales.

En el proceso del diseño de blindajes no solo es importante elegir el material (o materiales) o determinar el espesor necesario para obtener la atenuación deseada hasta niveles aceptables. Por razones de economía, el material absorbente se debe colocar lo más cerca posible de la fuente, pues, aunque el espesor no varía, la superficie y, por lo tanto, el volumen total del absorbente disminuyen así mucho. En este caso, y puesto que no es posible situar el blindaje en la fuente (paciente), se sitúa rodeando las partes del detector sensibles a la radiación.



### 5.1 Estudio de validez del blindaje

Los isótopos usados son  $^{99m}\text{Tc}$  y  $^{131}\text{I}$ , con fotones de baja energía (picos de 140 keV y 364 keV respectivamente). El proceso predominante para esta energía es el efecto fotoeléctrico.

Se diseña un blindaje para el cristal de centelleo y el tubo fotomultiplicador. Este blindaje se instala dentro de la carcasa, y dentro de él se montan los componentes enumerados anteriormente. El blindaje se realiza en tres piezas, dos de tungsteno y una de plomo.

El principal problema a la hora de diseñar el blindaje es el reducido espacio del que se dispone. Por lo tanto se realiza el diseño y se comprueba la atenuación que éste produce. Para éste cálculo se toma el menor espesor presente en el blindaje, para saber la atenuación mínima resultante.

El espesor mínimo de blindaje es de 3,93 mm, y se da en el lugar señalado en la figura 5.5:

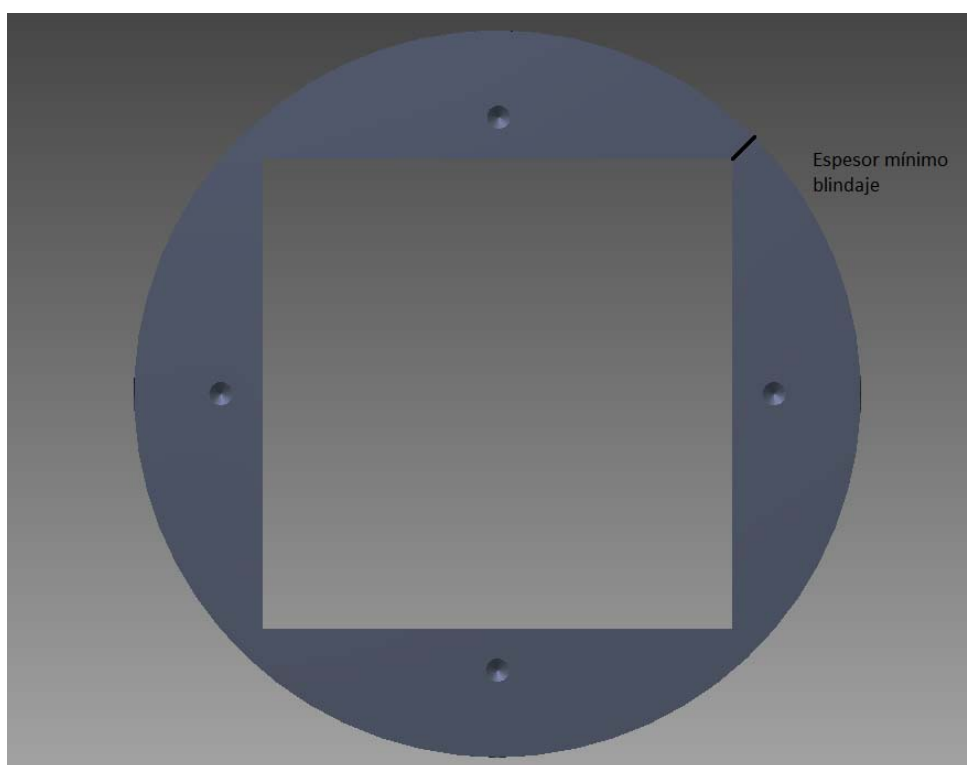


Fig 5.5. Localización de espesor mínimo de blindaje. La pieza mostrada es el blindaje del tubo



Para hallar la atenuación de una emisión de rayos gamma se utiliza la siguiente regla

$$\frac{I}{I_0} = e^{-\mu x}$$

donde,

$I$  = Intensidad detectada con blindaje

$I_0$  = Intensidad detectada sin material absorbente

$\mu$  = Coeficiente de atenuación lineal

$x$  = Espesor del blindaje

También tenemos que:

$$\mu = \mu_m \cdot \rho$$

donde,

$\mu_m$  = Coeficiente de atenuación másico

$\rho$  = Densidad del material

En el caso del plomo,

$$\rho = 11.35 \text{ g/cm}^3$$

En la figura 5.6 se puede ver el coeficiente de atenuación másico en plomo.

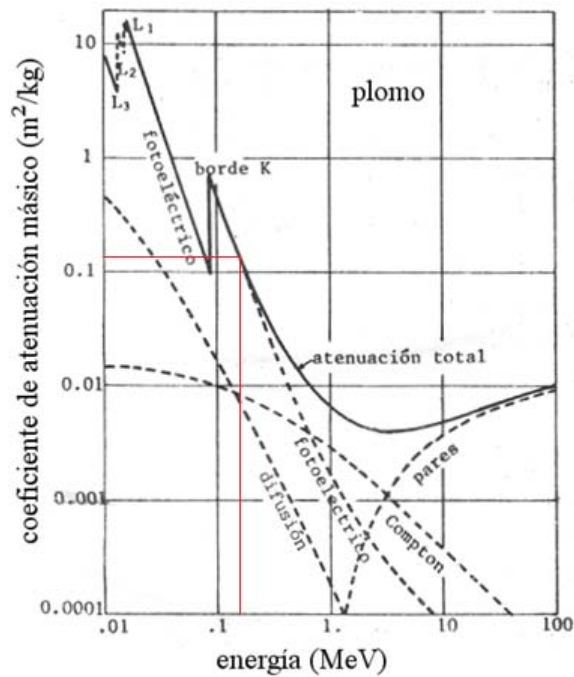


Fig 5.6. Coeficientes de atenuación másico en plomo [h].

$$\mu_m = 0,124 \frac{m^2}{Kg}$$

lo que es igual a

$$\mu_m = \frac{1,24cm^2}{g}$$

Se calcula a continuación el porcentaje de radiación transmitido tras pasar el blindaje.

$$\mu = \mu_m \cdot \rho = 14,07cm^{-1}$$

$$\frac{I}{I_0} = e^{-\mu \cdot x} = 0,0039$$





El porcentaje que llega a los tubos fotomultiplicadores (zona más expuesta) es de 0,39 % de la radiación inicial.

Se calcula también el blindaje en las partes de mayor y menor espesor de la pieza soporte de cristal, ya que es cristal de centelleo es más sensible a la radiación que el tubo fotomultiplicador.

La siguiente figura señala la zona de mayor y menos espesor.

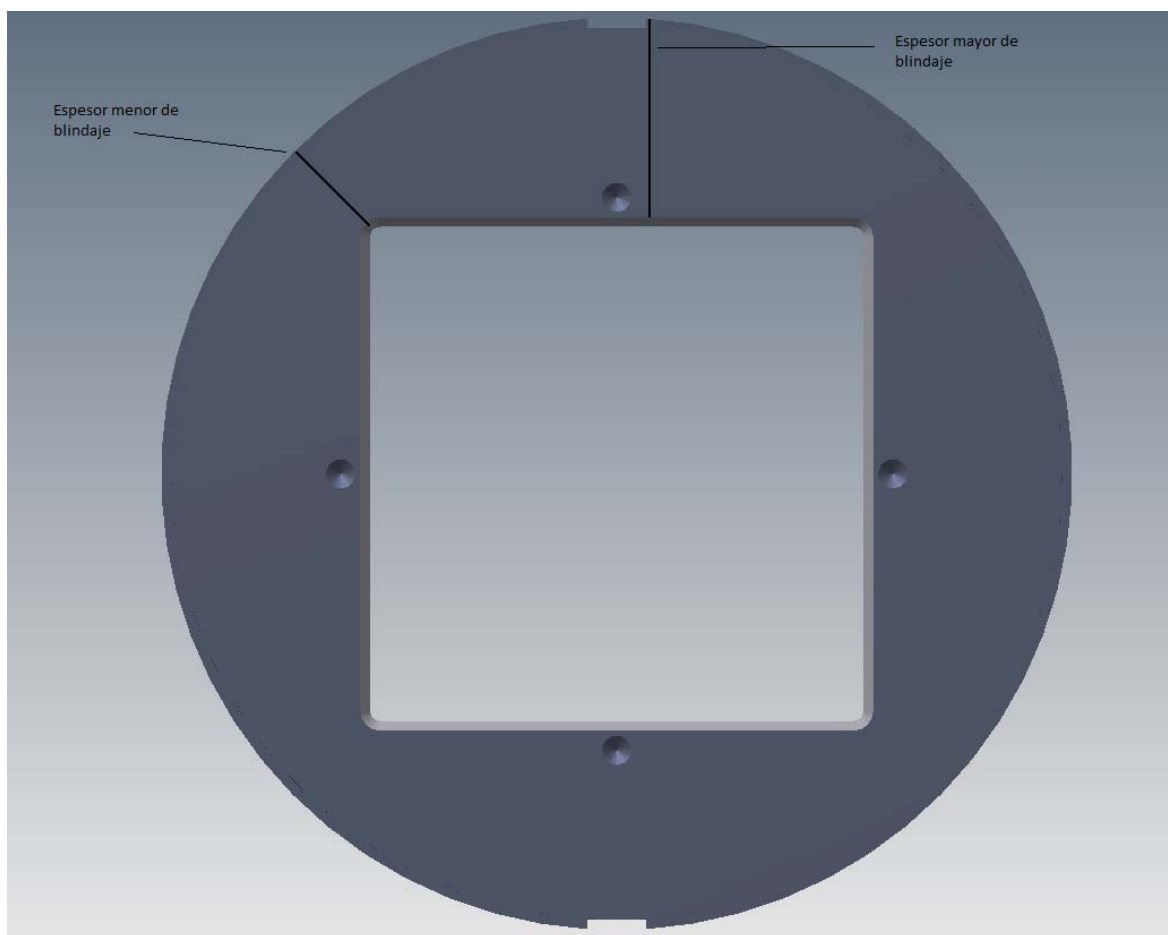


Fig 5.7. Espesores de blindaje

El espesor máximo de blindaje en esta pieza es de 19,97 mm y la de menor es 9,37 mm.



Se han realizado los cálculos de atenuación de blindaje tanto para plomo como para tungsteno. Los datos han sido obtenidos de NIST (National Institute of Standards and Technology).

De la misma manera que anteriormente, se obtienen los siguientes valores de atenuación, recogidos en un cuadro-resumen:

Datos del <b>NIST</b>	<b>Unidades</b>	140 keV		364 keV	
		<b>Plomo</b>	<b>Tungsteno</b>	<b>Plomo</b>	<b>Tungsteno</b>
densidad	$g/cm^3$	11,350	19,300	11,35	19,3
coeficiente de atenuación másico	$cm^2/g$	1,240	1,170	0,176	0,141
coeficiente de atenuación lineal	$cm^{-1}$	14,074	22,573	2,000	2,730
espesor 1	$cm$	0,393	0,393	0,393	0,393
espesor 2	$cm$	0,937	0,937	0,937	0,937
espesor 3	$cm$	1,997	1,997	1,997	1,997
Transmisión 1	%	<b>3,96E-01</b>	<b>1,40E-02</b>	<b>45,5606</b>	<b>34,2078</b>
Transmisión 2	%	<b>1,87E-04</b>	<b>6,52E-08</b>	<b>15,3462</b>	<b>7,7491</b>
Transmisión 3	%	<b>6,22E-11</b>	<b>2,65E-18</b>	<b>1,8414</b>	<b>0,4292</b>

Tabla 5.1. Resumen del blindaje

Como se puede observar, la atenuación producida por el tungsteno es mayor que la del plomo.

Se fabrica en tungsteno el colimador y el soporte del cristal, siendo el menor espesor en estas piezas 9,37mm, con un paso de radiación de  $6,52 \cdot 10^{-8}$  % para el  $^{99m}\text{Tc}$  y del 7,75% para  $^{131}\text{I}$ .

El blindaje de los tubos, y dado que su volumen es mayor, se realiza en plomo, y deja pasar el  $3,96 \cdot 10^{-1}$  % de la radiación incidente por la zona de menor espesor con  $^{99m}\text{Tc}$  y 45,56 % con  $^{131}\text{I}$ .

El blindaje es válido para  $^{99m}\text{Tc}$ , ya sea fabricado en plomo o en tungsteno.

Para  $^{131}\text{I}$  también es válido, siempre y cuando se tengan en cuenta las limitaciones que tiene al dejar pasar tanta radiación.



## 6 SISTEMA DE POSICIONAMIENTO EN EL ESPACIO

Se va a usar un sistema de posicionamiento en el espacio para saber en todo momento dónde está obteniendo imágenes el SPECT. Es un sistema de posicionamiento óptico.

Cuando se emplean sistemas de imagen externos como este SPECT se requieren soluciones como el empleo de sistemas de posicionamiento. Existen diversas tecnologías disponibles de seguimiento (del inglés, *Tracking*) enmarcadas principalmente en el campo de los gráficos por computador y de la Realidad Virtual que permiten conocer la localización tridimensional de los objetos presentes en un escenario.

Algunos sistemas emplean un brazo articulado en varios tramos en el que se pueden medir los ángulos entre estos, de forma que a partir de estos datos se calcula la posición del instrumento. Sin embargo tienden a ser voluminosos, pueden posicionar un único instrumento y presentan problemas de esterilización, por lo que su uso en aplicaciones clínicas se ha visto restringido.

Los sistemas ópticos fueron una respuesta rápida a los problemas anteriores para una mejor integración en el entorno clínico. Las razones del éxito de estos sistemas en el entorno clínico son su robustez y precisión, siendo esta última mejor de 0.5 mm.

### 6.1 *Descripción del sistema de posicionamiento en el espacio*

El sistema funciona mediante una serie de esferas reflectantes repartidas por la superficie del objeto que a posicionar. En el quirófano se colocan varias cámaras infrarrojas, las cuales tienen una corona de LEDs infrarrojos que iluminan el entorno. Las esferas que hemos incluido en la carcasa reflejan la luz infrarroja y se puede conocer con mucha precisión la posición de la gamma-cámara y a dónde apunta en todo momento.

El sistema usado en este proyecto lo proporciona la empresa “OptiTrack”, y en concreto el modelo usado de las cámaras será “V100:R2”. Las esferas marcadoras son proporcionadas por la misma empresa también, aunque sirven cualquier esfera marcadora de sistemas de posicionamiento infrarrojos pasivo.



Este tipo de esferas son conocidos como marcadores pasivos, ya que no emiten ningún tipo de señal de manera autónoma, sino que necesitan de un estímulo externo para que puedan “mandar su posición”.

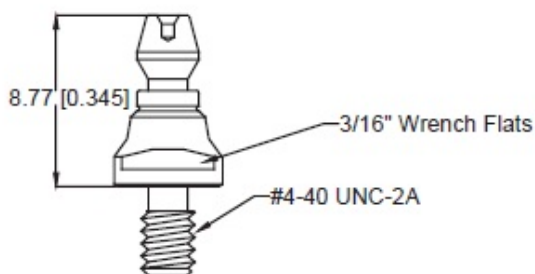
## 6.2 *Enclave de los elementos usados en el sistema de posicionamiento*

Para que el software de detección de las esferas pueda calcular la posición necesita al menos localizar tres esferas en todo momento, siendo más preciso si tiene dentro de su alcance visual más marcadores. Éstas tienen que estar distribuidas en la carcasa de manera que la distancia entre ellas sea diferente y máxima, para que el sistema tenga identificadas cada una de ellas. Para elegir su ubicación se ha seguido un patrón helicoidal a lo largo de la carcasa, variando la distancia entre ellas a lo largo de la hélice, así como variando también la distancia entre las espiras de la hélice. Llegado el momento de colocar esferas en la zona de las ranuras de ventilación, tanto en la caja como en la tapa superior, se ha tenido que variar más los parámetros para dejar suficiente espacio a la ventilación.

La separación entre cada uno de los marcadores tiene que ser de al menos 3 veces el tamaño de los mismos, para minimizar errores de precisión.

Para la colocación de las esferas en la carcasa se utilizarán unos vástagos de aluminio, que en el lado que va a la carcasa van roscados, con rosca 4-40 UNC-2A, y en el lado que va a la esfera son de tipo “snap-on” o tipo “click”.

Estos tornillos los proporciona la empresa NDI y son los siguientes:



NOTE:

1. PRIMARY UNITS IN MM.
2. SECONDARY UNITS IN INCHES.

Fig 6.1. Medidas del tornillo NDI



Los tornillos dibujados en el programa CAD quedarán de la siguiente forma:



Fig 6.2. Tornillo NDI

Para ver la posición de cada marcador en el espacio tomaremos un sistema de referencia tal que el origen de coordenadas lo situaremos en el eje de la caja (eje Z) y entre el cristal y el colimador.

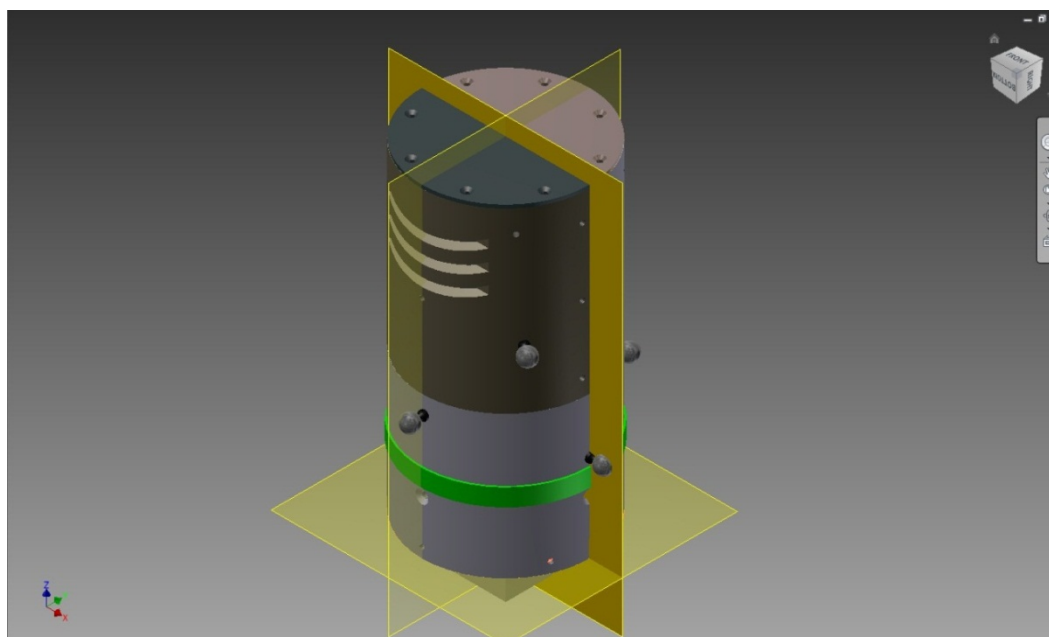


Fig 6.3. Localización del origen de coordenadas 1

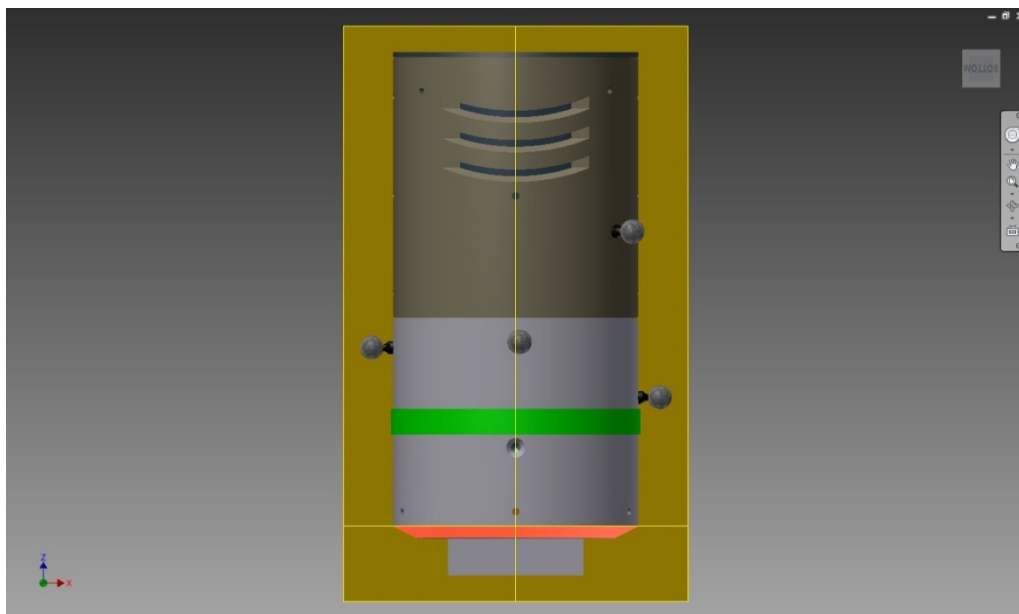


Fig 6.4. Localización del origen de coordenadas 2

Se numeran las esferas de la siguiente manera: se mira la gamma-cámara desde la parte opuesta al detector y se comienza a numerar las esferas del 1 al 6 en el sentido de las agujas del reloj, empezando por la que está inmediatamente después de la muesca que señala la parte delantera superior de la carcasa. En la figura 6.5 se puede ver la numeración de los marcadores, en la tabla 6.1 su posición en el espacio y en la tabla 6.2 las distancias entre marcadores.

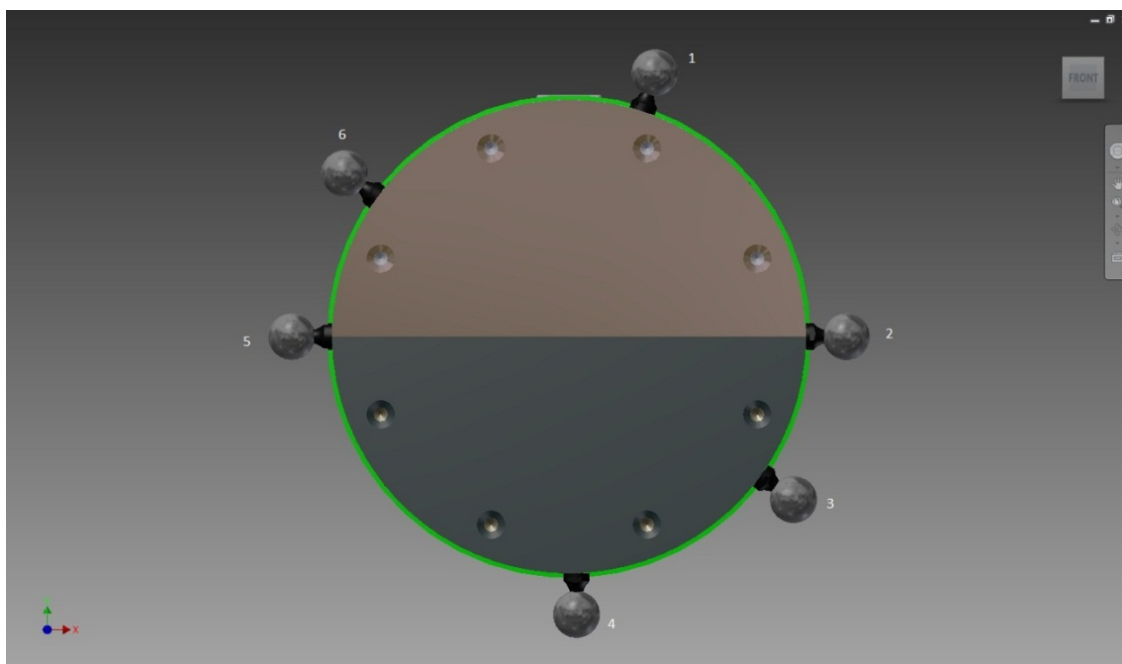


Fig 6.5. Numeración de los marcadores

Posiciones de cada marcador:

	Marcador 1	Marcador 2	Marcador 3	Marcador 4	Marcador 5	Marcador 6
X	18,095	58,557	47,373	1,59	-58,557	-47,373
Y	55,691	0	-34,419	-58,86	0	34,419
Z	62,736	52,507	120	75,041	72,762	92,736

Tabla 6.1. Posición de los marcadores



Distancias entre marcadores:

	1	2	3	4	5	6
1		55,593	100,707	106,283	85,276	65,091
2	55,593		66,584	74,824	108,968	108,424
3	100,707	66,584		58,597	110,985	110,288
4	106,283	74,824	58,597		74,053	96,658
5	85,276	108,968	110,985	74,053		31,336
6	65,091	108,424	110,288	96,658	31,336	

Tabla 6.2. Distancias entre marcadores

Tanto las posiciones de los marcadores como las distancias entre sí están en mm.

También es necesario conocer la posición de varios puntos del cristal de centelleo, para que la posición en el espacio de la imagen que toma la cámara quede definida. Se toman los 4 puntos indicados en la figura 6.6.

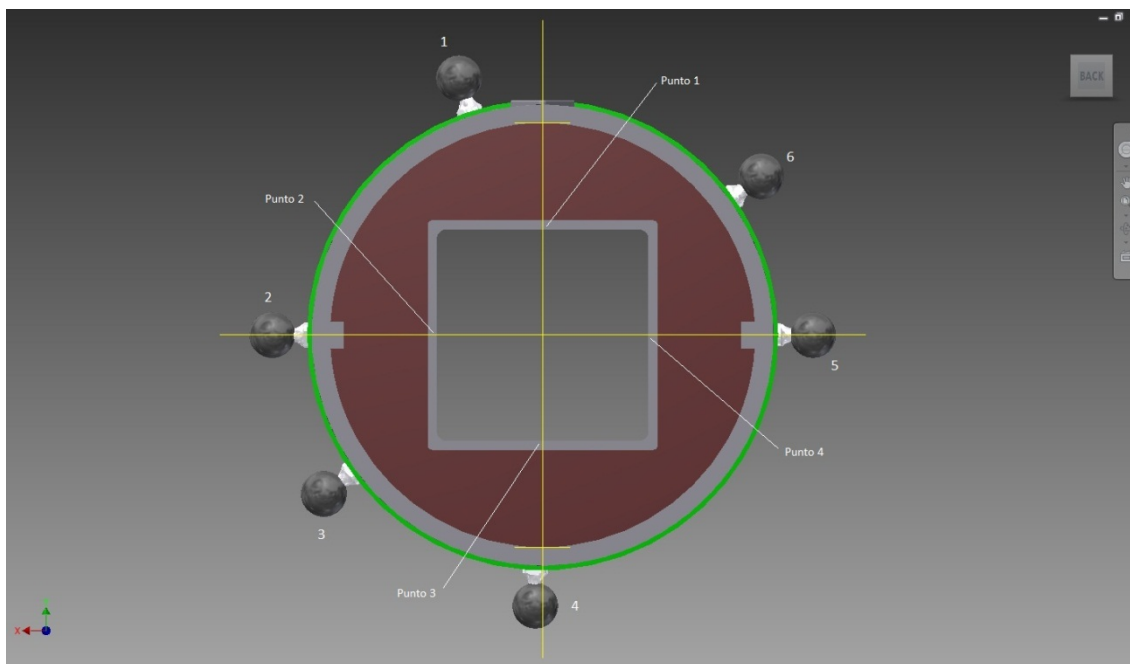


Fig 6.6. Localización de los puntos de centrado





Sus posiciones en el espacio según el sistema de referencia tomado anteriormente serán:

	X	Y	Z
<b>Punto 1</b>	0	22,9	0
<b>Punto 2</b>	22,9	0	0
<b>Punto 3</b>	0	-22,9	0
<b>Punto 4</b>	-22,9	0	0

Tabla 6.3. Localización de los puntos de centrado



DISEÑO MECÁNICO DE UNA GAMMA-CÁMARA DE MANO PARA APLICACIONES MÉDICAS

PROYECTO FÍN DE CARRERA



## **7 CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS**

### **7.1 Conclusiones**

El diseño y dimensionamiento de la carcasa y blindaje, así como del sistema de posicionamiento en el espacio cumple con las especificaciones y requerimientos.

Se ha fabricado una maqueta en materiales plásticos para hacer pruebas en quirófano.

### **7.2 Líneas futuras**

Se distinguen dos posibles mejoras de este proyecto con distintos enfoques.

- La primera es añadir más funcionalidades a la gamma-cámara. Dichas funcionalidades podrían ser incorporadas en un microprocesador para controlar diversos sensores y/o botones o instalar una pequeña pantalla en la parte trasera para obtener las imágenes captadas por la gamma-cámara en tiempo real. Para ello se ha dejado espacio suficiente en el interior de la carcasa y tendría que instalarse un sistema de refrigeración activo, ya que al incluir un microprocesador se generarían grandes cantidades de calor.
- La segunda posible mejora es reducir el tamaño al máximo posible. Esto se podría llevar a cabo minimizando el tamaño de los componentes electrónicos de la gamma-cámara. De esta manera se tendría una gamma-cámara de mano con forma cilíndrica y unas dimensiones aproximadas de 100 mm de diámetro y una altura entre 85 mm y 110 mm.

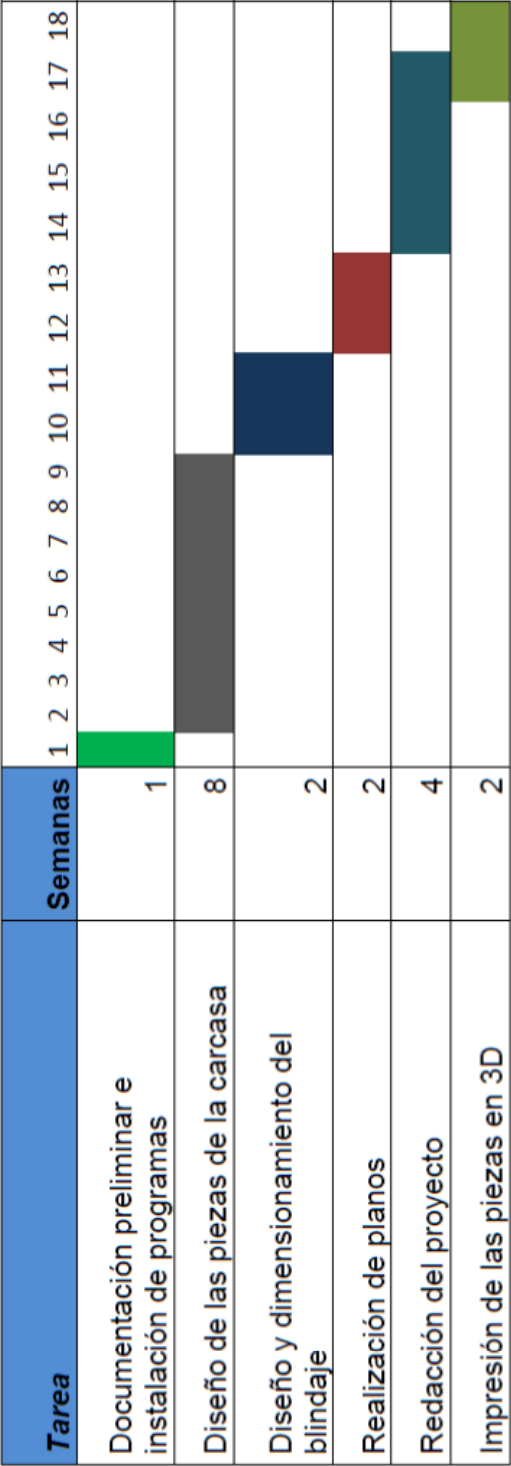


DISEÑO MECÁNICO DE UNA GAMMA-CÁMARA DE MANO PARA APLICACIONES MÉDICAS

PROYECTO FÍN DE CARRERA



8 DIAGRAMA DE GANTT





DISEÑO MECÁNICO DE UNA GAMMA-CÁMARA DE MANO PARA APLICACIONES MÉDICAS

PROYECTO FÍN DE CARRERA



## 9 PRESUPUESTO DEL PROYECTO FIN DE CARRERA

A continuación se detalla el presupuesto del Proyecto de Fin de Carrera. Los cálculos temporales y de costes han sido estimados para una jornada laboral de 6 horas diarias.

<b>Tarea</b>	<b>Coste/Semana</b>	<b>Semanas</b>	<b>Total</b>
Documentación preliminar e instalación de programas	450 €	1	450 €
Diseño de las piezas de la carcasa	450 €	8	3.600 €
Diseño y dimensionamiento del blindaje	450 €	2	900 €
Realización de planos	450 €	2	900 €
Redacción del proyecto	450 €	4	1.800 €
Impresión de las piezas en 3D	450 €	2	900 €
Material de la impresora 3D	150 €	1	150 €
Ordenador amortizado	100 €	1	100 €
Gastos varios (mantenimiento, internet....)	900 €	-	900 €
Total base imponible			9.700 €
IVA (21%)			2.037 €
<b>Total estimado</b>			<b>11.737 €</b>



Se detallan a continuación los costes aproximados de fabricación de la carcasa y el blindaje de la gamma-cámara en los materiales detallados en el presente proyecto.

<b>Concepto</b>	<b>Coste</b>
Piezas de aluminio	1.000 €
Piezas de DELRIN	150 €
Piezas de plomo	750 €
Piezas de tungsteno	1.500 €
Tornillería	50 €
Pintura	50 €
Total base imponible	3.500 €
IVA (21%)	735 €
<b>Total estimado</b>	<b>4.235 €</b>





## 10 GLOSARIO

**CAD:** Computer Aided Desing. Diseño asistido por computador.

**CT:** Computed Tomography. Tomografía computerizada

**DIN:** Deutsches Institut für Normung. Instituto Alemán de Normalización.

**eV:** Electron-Volt. Electrón voltio.

**HGUGM:** Hospital General Universitario Gregorio Marañón.

**HVL:** Half Value Layer. Capa de valor medio.

**LED:** Light Emission Diode. Diodo de emisión de luz.

**LIM:** Laboratorio de imagen médica.

**NIST:** National Institute of Standard and Technologies.

**PET:** Positron Emission Tomography. Tomografía por emisión de positrones.

**PMT:** Photomultiplier Tube. Tubo fotomultiplicador.

**RM:** Resonancia Magnética.

**SPECT:** Single Photo Emission Computed Tomography. Tomografía computerizada por emisión de fotón único.

**TVL:** Tenth Value Layer. Capa de valor décimo.



DISEÑO MECÁNICO DE UNA GAMMA-CÁMARA DE MANO PARA APLICACIONES MÉDICAS

PROYECTO FÍN DE CARRERA



## 11 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [a] M. A. Sánchez Garcés. *Evaluación de la actividad osteoblástica en la interfase de implantes dentarios con diferentes superficies mediante gammagrafía ósea con tc99 mdf. Estudio en un modelo animal.*
- [b] C. Lovera Fernández. *Nociones Básicas para entender la M.N.*  
[www.medicinanuclear.cl](http://www.medicinanuclear.cl)
- [c] M. Desco. *Técnicas avanzadas de imagen en Medicina*
- [d] A. Olmo. *Desarrollo de interface de adquisición de datos y reconstrucción de imagen para tomógrafo SPECT de animales de laboratorio.* Departamento de Bioingeniería e Ingeniería Aeroespacial (Lage Negro, E.) Universidad Carlos III de Madrid.
- [e] P. P. Escobar. *Medicina nuclear. Cámara gamma.* UNCPBA.
- [f] G. Zamora. *Desarrollo de interfaz de calibración para sistema topográfico SPECT de animales de laboratorio.* Departamento de Bioingeniería e Ingeniería Aeroespacial (Lage Negro, E.) Universidad Carlos III de Madrid.
- [g] CSN. *Protección radiológica.* 2002
- [h] M. R. Ortega Girón. *Elementos de radioprotección.*
- [i] C. Lazarre. *Reducing Radiation Exposure in Nuclear Medicine.* Southwestern Chapter Meeting 2010
- [j] Simon R. Cherry, James A. Sorenson, Michael E. Phelps. *Physics in Nuclear Medicine.* Third Edition. Saunders.
- K. Ohr, D. Baker, R. Thompson Jr. *The effective use of Tungsten as a shielding material in nuclear applications.* Quad cities generating station
- M. Pinto Monedero. *Evaluación de semiconductores como detectores de radiación para PET. Detectores de CZT.* Trabajo de Máster en Física Biomédica.



DISEÑO MECÁNICO DE UNA GAMMA-CÁMARA DE MANO PARA APLICACIONES MÉDICAS

PROYECTO FÍN DE CARRERA



## **12 ANEXO. PLANOS**